

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR



Grado en Ingeniería de Tecnologías y  
Servicios de Telecomunicación

TRABAJO FIN DE GRADO

# ADQUISICIÓN Y CALIBRACIÓN AUTOMÁTICA DE REGISTROS DE ELECTROFISIOLOGÍA NEURONAL

Autor: Víctor Manuel Bullido Alonso

Tutor: Pablo Varona Martínez

Julio 2016



# ADQUISICIÓN Y CALIBRACIÓN AUTOMÁTICA DE REGISTROS DE ELECTROFISIOLOGÍA NEURONAL

Autor: Víctor Manuel Bullido Alonso

Tutor: Pablo Varona Martínez

Grupo de Neurocomputación Biológica (GNB)

Dpto. de Ingeniería Informática

Escuela Politécnica Superior

Universidad Autónoma de Madrid

Julio 2016





## Resumen

La innovación en las tecnologías en el ámbito de la electroencefalografía ha conseguido que el análisis de señales cerebrales haya dejado de ser una técnica exclusiva del ámbito médico. Por este motivo hoy en día existe una gran variedad de amplificadores diseñados para realizar esta clase de pruebas. En este trabajo de fin de grado se propone la adaptación del amplificador de bioseñales fabricado por la compañía g.tec para la adquisición de las señales cerebrales, particularmente para la detección de potenciales evocados visuales de estado estacionario. Para esto se diseñará y desarrollará un driver en Linux para el amplificador g.USBamp de la compañía g.tec que permita su integración en interfaces cerebro-máquina. Se realizará además una serie de pruebas de validación para obtener resultados acerca de la precisión temporal y la calidad de la señal. También se comprobará la adecuación de los electrodos secos para detectar PEVEEs.

## Palabras Clave

Interfaz cerebro-máquina (ICM), Electroencefalografía (EEG), Potencial Evocado Visual de Estado Estacionario (PEVEE), Integración en aplicaciones ICM.

## **Abstract**

Innovations of electroencephalography technologies have broadened the use of this kind of analysis beyond its classic use in the field of medicine. Consequently, there is a considerable amount of biosignal amplifiers designed specifically for this type of recording. The objective of this final project is to undertake the necessary steps to adapt g.tec's biosignal amplifier to electroencephalography acquisition, particularly for its use in steady state visually evoked potentials detection. Therefore a driver for g.tec's g.USBamp will be designed and developed for its subsequent integration in various brain-computer interfaces. Furthermore, a series of validation tests will be undertaken to ascertain its temporal accuracy and overall signal quality. Dry electrode's adequacy to detect SSVEPs will be put to test as well.

## **Key words**

Brain-Computer Interface (BCI), Electroencephalography (EEG), Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP), BCI application integration.

# Agradecimientos

Parece mentira que la parte conceptualmente más ligera de este trabajo sea la que más se me resiste, y es que al escribir estas palabras no paran de asaltarme los recuerdos que me llevo de este duro camino. A lo largo de esta (larga) fase de mi vida he recibido más de una lección y la mayoría de ellas no han sido de carácter académico. Por esto me gustaría agradecer a todos aquellos que han compartido mi camino que me hayan cedido esa pequeña parte de sí mismos.

En primer lugar a mi tutor, Pablo, por ofrecerme la oportunidad de participar en este campo tan apasionante de la biotecnología. Para mí no ha sido únicamente un tutor si no un ejemplo de trabajo y sacrificio; y sus charlas y observaciones han tenido un valor incalculable para que este proyecto saliera adelante, ya que en ocasiones él ha confiado en mí más que yo mismo.

A mis padres y familia, entre la que cuento a Nancy, porque sin su apoyo y paciencia jamás hubiera alcanzado este momento. Siempre han estado ahí para mí, animándome a dar un poco más de mí y transformando ese adolescente en (algún día) una persona responsable y atenta con un fuerte sentido del deber.

A mis compañeros y amigos, porque la ingeniería es un deporte de equipo, y han sido múltiples los esguinces cerebrales que hemos sufrido en esta carrera. Especialmente a Jorge, porque cuando han fallado las fuerzas él ha estado ahí para darme ese empujón, no sólo en lo académico sino también como persona. Se equivoca al pensar que yéndose a Inglaterra le voy a dejar en paz. A Ricardo, porque su visión original y nuestras discusiones siempre me han aportado un nuevo punto de vista, y porque cuando he necesitado ayuda siempre ha estado ahí. Hay cosas en esta vida que no se olvidan, y ese viaje improvisado es una de ellas. A Sergio, porque es para mí un ejemplo a seguir, además de un gran amigo. A Raúl, por todas las cosas que hemos vivido juntos y porque, especialmente este año, he necesitado que me recordaran que tampoco hay que dejar de lado la vida mas allá de lo académico. A David, que me ha acompañado en la duración de este proyecto, y sin su ayuda no hubiera alcanzado los objetivos de los que me siento orgulloso.

A mis compañeros de laboratorio: Aarón, Guillermo y Vinicio, que han hecho esas tardes de agobio mucho más llevaderas. A Ana, por todos esos fines de semana que nos hemos pasado en el laboratorio, y por ayudarme siempre que lo he necesitado.

A tantas personas más que me han acompañado a lo largo de estos años: Jorge, Rafa, Diego, Gonzalo, David, Jujo... y me quedan tantos nombres en el tintero que esta sección no terminaría. Gracias a todos vosotros, porque habéis jugado un papel muy importante en mi vida.

Success is the progressive realization of a worthy ideal.

---

Earl Nightingale



# Índice general

<b>Índice de Figuras</b>	<b>IX</b>
<b>Índice de Tablas</b>	<b>X</b>
<b>Glosario de Acrónimos</b>	<b>XIII</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Motivación del proyecto . . . . .	1
1.2. Objetivos y enfoque . . . . .	1
1.3. Organización de la Memoria . . . . .	2
<b>2. Estado del arte</b>	<b>3</b>
2.1. Introducción . . . . .	3
2.2. Definición de BCI . . . . .	3
2.3. Historia . . . . .	4
2.4. Métodos de monitorización . . . . .	4
2.5. Monitorización de la señal electrofisiológica . . . . .	5
2.6. Señales de control . . . . .	6
2.7. Amplificador . . . . .	7
2.8. Electrodo . . . . .	8
2.9. Conclusión . . . . .	9
<b>3. Diseño</b>	<b>11</b>
3.1. Introducción . . . . .	11
3.2. Consideraciones . . . . .	11
3.3. Diseño inicial . . . . .	12
3.3.1. Diseño físico . . . . .	12
3.3.2. Configuración y calibración . . . . .	13
3.3.3. Adquisición de datos . . . . .	15
3.3.4. Análisis de datos . . . . .	15
3.3.5. Diseño de las pruebas . . . . .	17
3.4. Conclusión . . . . .	17

<b>4. Desarrollo</b>	<b>19</b>
4.1. Introducción . . . . .	19
4.2. Configuración del amplificador . . . . .	19
4.3. Adquisición de datos . . . . .	19
4.4. Análisis de señal . . . . .	21
4.4.1. La transformada de Fourier . . . . .	21
4.4.2. Procesado del baseline . . . . .	22
4.4.3. Análisis de la señal . . . . .	22
4.5. Conclusión . . . . .	23
<b>5. Integración, pruebas y resultados</b>	<b>25</b>
5.1. Introducción . . . . .	25
5.2. Consideraciones . . . . .	25
5.3. Pruebas . . . . .	26
5.3.1. Funciones de la API . . . . .	26
5.3.2. Pruebas de adquisición . . . . .	29
5.3.3. Pruebas de benchmarking . . . . .	32
5.3.4. Identificación de eventos en el EEG . . . . .	32
5.4. Conclusión . . . . .	34
<b>6. Conclusiones y trabajo futuro</b>	<b>37</b>
6.1. Introducción . . . . .	37
6.2. Resumen del trabajo . . . . .	37
6.3. Conclusiones . . . . .	37
6.4. Trabajo futuro . . . . .	38
<b>Bibliografía</b>	<b>II</b>
<b>A. Filtros Utilizados del Amplificador</b>	<b>III</b>
A.1. Introducción . . . . .	III
A.2. Filtros de Banda Eliminada . . . . .	III
A.3. Filtros Paso Banda . . . . .	IV
A.3.1. Filtro a 128 Hz . . . . .	IV
A.3.2. Filtro a 256 Hz . . . . .	IV
A.3.3. Filtro a 512 Hz . . . . .	IV
<b>B. Características técnicas del amplificador</b>	<b>VII</b>
B.1. Introducción . . . . .	VII
B.2. Especificaciones . . . . .	VII

# Índice de Figuras

2.1. Montaje mínimo para la adquisición . . . . .	5
2.2. Sistema Internacional 10-20 . . . . .	9
2.3. Sistema Internacional 10-10 . . . . .	9
3.1. Estructura del programa . . . . .	12
3.2. Sistema de electrodos activos g.SAHARAclip y g.SAHARAElectrode . . . . .	13
3.3. Electrodos desechables junto a g.SAHARAclipREF (azul) y g.SAHARAclipGND (amarillo) . . . . .	14
3.4. Sistema de adquisición . . . . .	14
3.5. Sistema de adquisición con el estimulador empleado en las pruebas . . . . .	18
4.1. Muestras de los 16 canales recogidas por el amplificador. Gráficas obtenidas a partir de los archivos guardados. . . . .	20
4.2. Señal resultante de la resta de electrodos (izquierda) y salida de la función (derecha) de la función de procesado de baseline. . . . .	23
5.1. Configuración de los electrodos. . . . .	26
5.2. Configuración típica de las pruebas. . . . .	27
5.3. Configuración de la prueba de impedancia . . . . .	28
5.4. Efecto del parpadeo en el EEG. . . . .	29
5.5. Aspecto de la densidad espectral de potencia del EEG sin aplicar filtros. . . . .	29
5.6. Efecto de los filtros empleados sobre la densidad espectral de potencia. . . . .	30
5.7. SSVEP para una frecuencia de estímulo de 10 Hz. . . . .	30
5.8. SSVEP para una frecuencia de estímulo de 12 Hz. . . . .	31
5.9. SSVEP para una frecuencia de estímulo de 16 Hz. . . . .	31
5.10. Medición de tiempo de la función de análisis (en segundos). . . . .	32
5.11. Resultados del análisis con estimulación a 8 Hz . . . . .	33
5.12. Resultados del análisis con estimulación a 10 Hz . . . . .	33
5.13. Resultados del análisis con estimulación a 8 Hz tras aplicar las mejores referencias . . . . .	34
5.14. Resultados del análisis con estimulación a 10 Hz tras aplicar las mejores referencias . . . . .	35





## Índice de Tablas

2.1. Metodos de Monitorización . . . . .	5
2.2. Señales de Control . . . . .	7
5.1. Prueba de impedancia . . . . .	28
5.2. Tiempo medio de ejecución de la FFT . . . . .	32
A.1. Filtros de tipo banda eliminada . . . . .	III
A.2. Filtros paso banda para 128 Hz de frecuencia de muestreo . . . . .	IV
A.3. Filtros paso banda para 256 Hz de frecuencia de muestreo . . . . .	V
A.4. Filtros paso banda para 512 Hz de frecuencia de muestreo . . . . .	VI
B.1. Características técnicas de seguridad del amplificador . . . . .	VII
B.2. Máximos voltajes en los distintos puertos . . . . .	VIII
B.3. Características técnicas de los 16 canales de entrada . . . . .	VIII
B.4. Características de los conversores A/D del amplificador . . . . .	VIII
B.5. Características de los conversores D/A del amplificador . . . . .	VIII



# Glosario de acrónimos

- **A/D**: Analógico-Digital
- **API**: Application Programming Interface
- **BCI**: Brain Computer Interface
- **DARPA**: Defense Advanced Research Projects Agency
- **ECoG**: Electrocorticografía
- **EEG**: Electroencefalografía
- **FFT**: Fast Fourier Transform
- **fMRI**: Functional Magnetic Resonance Imaging
- **GNB**: Grupo de Neurocomputación Biológica
- **ICM**: Interfaz Cerebro-Máquina
- **LFP**: Local Field Potential
- **MEG**: Magnetoencefalografía
- **MUA**: Multi Unit Activity
- **NIRS**: Near Infrared Spectroscopy
- **PEVEE**: Potenciales Evocados Visuales de Estado Estacionario
- **SCP**: Slow Cortical Potentials
- **SNR**: Signal to Noise Ratio
- **SSVEP**: Steady State Visually Evoked Potential
- **SUA**: Single Unit Activity
- **VEP**: Visually Evoked Potential



# 1

## Introducción

### 1.1. Motivación del proyecto

---

La tecnología constituye un eje central del progreso social y económico. La aplicación de nuevas tecnologías a distintas disciplinas ha provocado un progreso sin precedentes en múltiples campos, pero esto se hace especialmente evidente en el caso de la medicina.

En este contexto, el desarrollo de las interfaces cerebro-ordenador o brain computer interfaces (BCIs) supone una oportunidad única para la integración de personas con discapacidades neuromotoras severas. En la actualidad, los esfuerzos se centran en proporcionar medios de comunicación para estas personas, pero en el futuro esta misma tecnología podría ser empleada para la rehabilitación de pacientes que han sufrido daños en el sistema nervioso debido a apoplejía, e incluso para restaurar la movilidad de miembros paralizados.

Uno de los requerimientos fundamentales para la investigación en este área es disponer de amplificadores de bioseñales adecuados, y por esto es necesario adaptar los amplificadores comerciales a las funcionalidades requeridas para esta clase de investigaciones. En particular, la adaptación en ciclo cerrado al usuario de un interfaz requiere un control de la adquisición que típicamente no proporciona el software de los sistemas comerciales.

### 1.2. Objetivos y enfoque

---

En este trabajo de fin de grado se propone realizar la adquisición y calibración automática de registros de electrofisiología neuronal mediante el amplificador de bioseñales g.USBamp de la compañía g.tec. Este amplificador permite el registro de electroencefalografía con electrodos secos, por lo que es especialmente adecuado para realizar estudios en los que la comodidad de colocación de los electrodos sea un requisito.

El fabricante del amplificador ofrece un sistema de adquisición para el sistema operativo Windows, pero por versatilidad para conectar este amplificador a interfaces ya desarrolladas por este grupo para tareas de investigación la adquisición de las señales se realizará en el sistema operativo Linux, a partir de la interfaz de programación de aplicaciones (API) de desarrollo proporcionada por el fabricante. Con este fin se ha desarrollado un software de control para la

captura y un módulo de procesamiento de señal, y se han llevado a cabo diversas pruebas para la optimización del funcionamiento del sistema.

El trabajo desarrollado abarca la programación del software de adquisición, el acondicionamiento y el procesamiento de señal, así como la comprensión de la documentación proporcionada por el fabricante. Adicionalmente se han adquirido ciertos conocimientos generales en neurofisiología y electrónica para el correcto empleo de los electrodos de monitorización y detección de las señales de control. Para validar el sistema se han realizado una serie de pruebas con voluntarios.

### 1.3. Organización de la Memoria

---

Este documento se dedicará a documentar los conocimientos adquiridos a lo largo del desarrollo de este software, y a explicar la estructura y funcionalidad del mismo. Por este motivo se dividirá en capítulos que se corresponden con las fases de desarrollo del proyecto:

- **Introducción:** en este capítulo se expone brevemente la motivación y los objetivos del proyecto a desarrollar.
- **Estado del arte:** en este capítulo se redactará un resumen de los progresos más significativos en la disciplina a la que pertenece el proyecto. Además, se expondrán distintos conceptos fundamentales para la comprensión del proyecto con el objetivo de dar un contexto histórico y conceptual al sistema desarrollado.
- **Diseño:** en este capítulo se expondrá de forma general el diseño del sistema que se ha implementado, así como el diseño de las pruebas que se realizaron para cuantificar el desempeño del programa.
- **Desarrollo:** en este capítulo se exponen las decisiones concretas de diseño que se han tomado en la implementación del programa.
- **Experimentos:** en este capítulo se resumen los resultados de los experimentos realizados durante el desarrollo del proyecto.
- **Conclusiones:** en este capítulo se comentan deducciones obtenidas durante el desarrollo del proyecto y la realización de las pruebas.

# 2

## Estado del arte

### 2.1. Introducción

---

La medicina moderna aplica una gran variedad de técnicas de escaneo al cuerpo humano. Para esto se emplean múltiples formas de escaneo basadas en distintos principios físicos: resonancia magnética, tomografía computerizada, tomografía por emisión de positrones o de fotones, etc. En este contexto, la electroencefalografía es una técnica de escaneo que adquiere la actividad eléctrica generada en el cerebro.

El electroencefalograma (EEG) se define como la actividad eléctrica variable recogida por electrodos y elementos conductores situados en el cuero cabelludo. [1] Esta técnica de escaneo, empleada por primera vez sobre animales por Richard Birmick Caton, fue aplicada en personas por primera vez en 1920. El neurólogo alemán Hans Berger es considerado el padre de la electroencefalografía debido a estos experimentos.

Berger sentó los cimientos de muchas de las actuales aplicaciones de esta forma de escaneo, además de emplear el término electroencefalograma para referirse al mismo. [2] Principalmente mediante la aplicación de esta técnica se fueron clasificando las distintas señales cerebrales, lo que dió paso a nuevas aplicaciones para el electroencefalograma. Una de las aplicaciones de esta clase de escaneo y en la que centrará su atención este capítulo por su relevancia en el proyecto son las interfaces cerebro-ordenador.

### 2.2. Definición de BCI

---

Una BCI se define como un sistema de inteligencia artificial capaz de detectar ciertos patrones en las ondas cerebrales a través de 5 estados consecutivos: adquisición, preprocesado o filtrado de la señal, extracción de características, clasificación e interfaz de control. [3]

1. En el estado de adquisición se captura la señal, y se pueden aplicar los algoritmos de reducción de ruido y eliminación de artefactos.
2. En el estado de preprocesado se acondiciona y se da forma a la señal para facilitar su posterior tratamiento.

3. En la fase de extracción de características se identifican características discriminativas de las señales. Esta extracción es muy compleja dado que las señales cerebrales deseadas están mezcladas con otras señales provenientes de otras actividades cerebrales que se solapan en el espacio y tiempo. Para reducir la complejidad de esta etapa se mantiene una dimensión baja en el vector de características a extraer, pero evitando perder información relevante.
4. En la etapa de clasificación se clasifican las señales mediante el vector de características para posteriormente traducirlo a instrucciones relevantes a otros dispositivos conectados mediante la interfaz de control.

---

## 2.3. Historia

---

Aunque la mayor parte de la investigación en el área de las interfaces cerebro-ordenador es posterior a 1980 existen varios experimentos a partir de 1960. Quizás el primero de ellos es el conducido por el neurólogo William Grey Walter en 1963, en el que se proveyó a los sujetos que tenían electrodos en sus córtex motores de un mando a distancia para avanzar las diapositivas de un proyector. Los sujetos desconocían que el mando a distancia no tenía efecto alguno sobre el proyector, si no que este reaccionaba ante las ondas cerebrales detectadas por los electrodos. [4]

El siguiente hito en la investigación sobre las BCI fue la siguiente demostración por parte de Eberhard E. Fetz: las respuestas de las neuronas del córtex motor de primates no humanos podían ser condicionadas mediante estímulos, para aumentar sus tasas de disparo entre el 50 y el 100 % [5]. El experimento consistía en retroalimentar mediante estímulos sonoros y visuales la tasa de disparo de estas neuronas, simultáneamente a refuerzos positivos en forma de comida.

En 1971 Jaques Vidal acuña el término brain-computer interface, y expone un exhaustivo plan de experimentación para relacionar actividad cerebral con el control de los ordenadores [6]. Estos esfuerzos dan lugar al desarrollo de una de las primeras interfaces mediante potenciales evocados visuales: se decodificó la respuesta visual a estímulos checkerboard para controlar un cursor bidimensional. [7]

El apoyo económico de ciertas organizaciones pioneras como DARPA propició el desarrollo de posteriores estudios, que contribuyeron a aumentar el interés en este campo [8] de tal forma que en los últimos 20 años el número de publicaciones ha crecido de forma exponencial. [9]

---

## 2.4. Métodos de monitorización

---

Actualmente se monitorizan dos tipos de actividad cerebral: la actividad hemodinámica y la electrofisiológica, también denominados método indirecto y directo respectivamente.

La respuesta hemodinámica consiste en que en un área de neuronas activas se registran mayores niveles de glucosa y oxígeno que en su contrapartida inactiva, lo cual resulta en una diferencia apreciable si se observa el ratio oxihemoglobina-deoxihemoglobina local. Esto se consigue mediante resonancia magnética y espectrografía infrarroja. El resultado es una medida indirecta de la actividad neuronal a partir del consumo de oxígeno.

La actividad electrofisiológica se genera debido al intercambio de neurotransmisores entre neuronas, los cuales generan corrientes iónicas intracelulares. La conservación de la carga provoca que estas corrientes intracelulares conocidas como primarias generen otras corrientes secundarias extracelulares. La actividad electrofisiológica se mide directamente mediante la electroencefalografía, electrocorticografía, magnetoencefalografía y adquisición de señal eléctrica en neuronas únicas.

En la tabla 2.1 se puede ver una comparativa de los distintos métodos.



Método de neuroimagen	Actividad medida	Tipo de medida	Resolución temporal	Resolución espacial	Riesgo	Portabilidad
EEG	Eléctrica	Directa	$\sim 0.05$ s	$\sim 10$ mm	No invasiva	Si
MEG	Magnética	Directa	$\sim 0.05$ s	$\sim 5$ mm	No invasiva	No
ECOG	Eléctrica	Directa	$\sim 0.003$ s	$\sim 1$ mm	Invasiva	Si
Intracortical neuron recording	Eléctrica	Directa	$\sim 0.003$ s	$\sim 0.5$ mm (LFP)	Invasiva	Si
				$\sim 0.1$ mm (MUA)		
				$\sim 0.05$ mm (SUA)		
fMRI	Metabólica	Indirecta	$\sim 1$ s	$\sim 1$ mm	No invasiva	No
NIRS	Metabólica	Indirecta	$\sim 1$ s	$\sim 5$ mm	No invasiva	Si

Tabla 2.1: Metodos de Monitorización

## 2.5. Monitorización de la señal electrofisiológica

La monitorización de la actividad electrofisiológica es el método más comúnmente empleado para el diseño de BCIs, sin embargo, no todas las aproximaciones presentan las mismas características. En concreto, el método más empleado por sus características de resolución temporal, bajo coste, alta portabilidad y bajo riesgo para el usuario es el de electroencefalografía. Por estos motivos se escogió la electroencefalografía para la interfaz desarrollada en este proyecto.

La electroencefalografía mide el campo eléctrico causado por las excitaciones sinápticas de las dendritas en las neuronas y es extremadamente sensible al efecto de las corrientes secundarias. Estas señales se pueden grabar fácilmente de forma no invasiva mediante la colocación de un conjunto de electrodos en el cuero cabelludo, lo que lo convierte en el método más comúnmente empleado para el desarrollo de BCIs.

El mayor inconveniente de esta clase de grabación es que las señales neuronales tienen que atravesar el cuero cabelludo y el cráneo entre otras capas antes de que lleguen a los electrodos. Esto hace que la señal sea típicamente de bajo nivel y muy ruidosa, y que el sistema en general sea débil ante el ruido, tanto el generado por actividades cerebrales distintas a la monitorizada como el generado externamente.

El sistema de grabación completo requiere electrodos, amplificadores, conversor A/D y un sistema de grabación de los datos. El conversor A/D digitaliza la señal amplificada de los electrodos para posteriormente quedar registrada en el sistema de grabación de datos.

Como se muestra en la figura 2.1, el montaje mínimo de este sistema consta de tres electrodos: referencia, tierra y el electrodo activo.

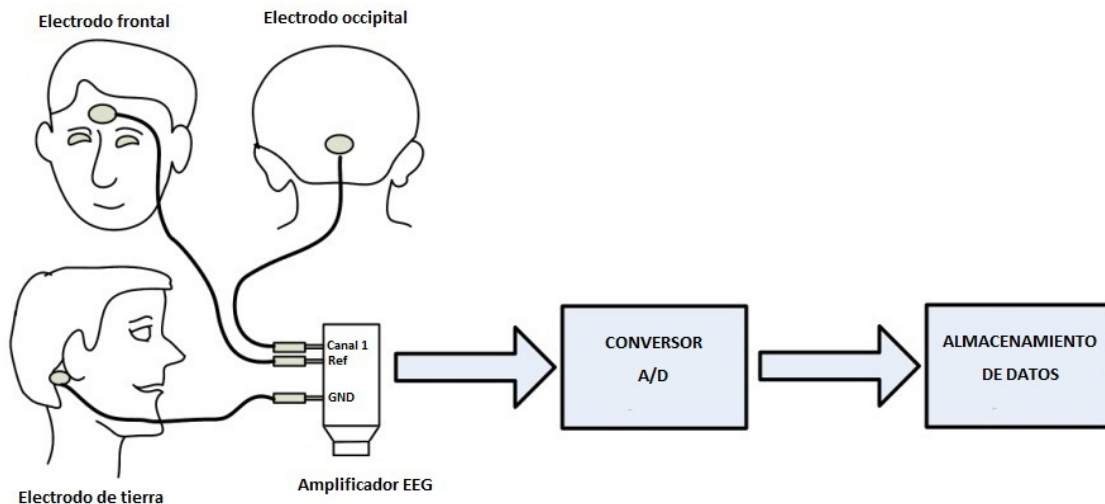


Figura 2.1: Montaje mínimo para la adquisición

La señal EEG se mide como la diferencia de potencial entre el electrodo activo y el de referencia. Para medir el nivel de esta diferencia se emplea el electrodo de tierra. La amplitud de estas señales es del orden de micro voltios.

## 2.6. Señales de control

---

El propósito de una BCI es controlar otro sistema mediante la monitorización de la actividad cerebral, sin embargo, la enorme cantidad de señales cerebrales y el desconocimiento de la procedencia de la gran parte de ellas limita las opciones a aquellas señales cuya procedencia fisiológica ha sido comprobada. Estas señales tienen como particularidad el ser capaces de ser moduladas a voluntad, permitiendo así a la interfaz interpretar las intenciones del usuario. Se denominan las señales de control posibles para una BCI.

Existe un gran número de señales que entran en esta categoría, pero por su relevancia en este trabajo en este apartado sólo se comentarán las empleadas más habitualmente.

- Potenciales evocados visuales de estado estacionario (SSVEP): diversos experimentos electrofisiológicos han demostrado que las neuronas de la corteza visual se sincronizan con la frecuencia de una luz intermitente, generando en el EEG una respuesta con la misma frecuencia. [10]

La particularidad de la respuesta a estos estímulos es que su respuesta en amplitud y frecuencia se mantiene constante a lo largo de un periodo finito de tiempo, con la mayor parte de la potencia concentrada en una banda estrecha. Esto favorece su identificación frente al ruido biológico que será inevitablemente captado por los electrodos. La ventaja de esta clase de señales es que requieren muy poco entrenamiento por parte del usuario.

- Potenciales corticales lentos: son cambios lentos en la corriente continua sujetos a eventos, que se originan en el electroencefalograma debido a la actividad de grandes circuitos neuronales en las capas más externas del córtex cerebral. Se les denomina lentos por su duración, desde 300 milisegundos hasta varios segundos, por tanto, las BCI que empleen esta clase de señales de control han de estar preparadas para captar esta clase de cambios, lo que las hace lentas. Se puede entrenar a personas para que sean capaces de regular voluntariamente la aparición de este tipo de impulsos. [11]
- P300: es un potencial evocado detectable como un pico positivo en el electroencefalograma unos 300 milisegundos después de que un evento significativo ha tenido lugar. El evento al que estas ondas responden en el caso de las BCI basadas en esta señal es la presentación de un estímulo infrecuente entre otros estímulos frecuentes. Esta señal se asocia con la toma de decisiones y en el caso de las interfaces BCI se emplea como señal de control mediante la detección de estos impulsos después de presentar las opciones al usuario. El principal problema con esta clase de BCIs es la habituación del usuario al estímulo, lo que reduce la amplitud del P300. [12]
- Ritmos sensomotores: son ritmos oscilatorios que aparecen en el córtex sensomotor entre los 13 y 15 hercios durante estados de relajación muscular. Decrecen en amplitud en periodos de actividad, e incluso visualización motora (sin movimiento real). Estas señales también pueden ser generadas voluntariamente por usuarios entrenados, lo que las convierte en otra posible señal de control. [13]

Señal	Fenómeno fisiológico	Número de opciones	Entrenamiento	Velocidad de transmisión
VEP	Modulaciones de señales cerebrales en el córtex visual	Alto	No	60-100 bits/min
SCP	Cambios lentos de voltaje en señales cerebrales	Bajo (2 o 4, muy difícil)	Sí	5-12 bits/min
P300	Picos positivos debido a estímulos infrecuentes	Alto	No	20-25 bits/min
Ritmos sensoriomotores	Modulaciones en ritmos sensoriomotores sincronizados con actividades motoras	Bajo (2, 3, 4, 5)	Sí	3-35 bits/min

Tabla 2.2: Señales de Control

## 2.7. Amplificador

Los amplificadores de bioseñales tienen unos requerimientos muy concretos:

- El proceso fisiológico monitorizado no debe de ser influenciado por el amplificador.
- Las señales captadas no deben ser distorsionadas por el amplificador.
- El amplificador debe separar en lo posible las señales de las interferencias.
- El amplificador debe proveer al usuario de protección frente a descargas eléctricas.
- El amplificador debe estar protegido ante descargas eléctricas.

Como ya se ha comentado antes, la señal captada por el amplificador no es únicamente la deseada, sino que viene mezclada con diversas señales y artefactos.

La señal total recibida es la suma entre: la bioseñal deseada, bioseñales interferentes, señal interferente a 50 hercios procedente de la red eléctrica, otras señales interferentes procedentes del contacto del electrodo con la piel y ruido.

Para tratar en lo posible la señal los amplificadores han de tener un rechazo del modo común (la señal captada por el electrodo de referencia) de al menos 100dB y una impedancia de entrada muy alta para evitar la distorsión de la señal (al menos 10  $M\Omega$ ). Los amplificadores de bioseñales como el que se empleará en el diseño necesitan amplificar las señales hasta un nivel compatible con el del conversor A/D.

Además, para filtrar las señales interferentes se suelen introducir filtros: un filtro paso alto para atenuar las señales más bajas en frecuencia procedentes de músculos etc. y un filtro banda eliminada para atenuar la señal interferente a 50 hercios que proviene de la red eléctrica.

Para la correcta grabación de la señal, además de los filtros introducidos en la señal grabada hay que tener en cuenta el teorema de Nyquist al seleccionar la frecuencia de muestreo en el conversor A/D para evitar las distorsiones por aliasing.

Existen otras distorsiones que pueden aparecer en la señal llamadas artefactos, siendo las causas más comunes pequeños movimientos del paciente, movimientos oculares, sudoración, electrocardiograma y electromiograma. También pueden producirse por motivos técnicos como fluctuaciones de impedancia, movimiento de los cables o cables rotos, batería baja o mal contacto de los electrodos con la piel.

Habrà que tener en cuenta su posible aparición a la hora de analizar la señal obtenida, e intentar minimizarlos siguiendo cierto reglamento de montaje. [14]

## 2.8. Electrodos

---

Los electrodos de grabación y su correcta colocación y funcionamiento son de importancia crítica para el correcto funcionamiento de cualquier aplicación dependiente del EEG. Por su composición se pueden dividir en los siguientes tipos:

- Desechables:
  - Sin gel
  - Con gel preaplicado
- Reusables:
  - Oro
  - Plata
  - Acero inoxidable
  - Estaño
- Bandas y cascos con los electrodos prefijados
- Electrodos basados en sales de plata
- Electrodos de aguja

Según su funcionalidad existen también distintos tipos de electrodos empleados para la grabación: los electrodos se denominan activos o pasivos dependiendo de si disponen de amplificación integrada en el propio electrodo, y húmedos o secos dependiendo de si necesitan de la aplicación de geles para reducir la impedancia.

Por lo general, los electrodos húmedos presentan mejores características en cuanto a relación señal-ruido, pero el uso de estos geles los hace de difícil uso continuado por la necesidad de reaplicar periódicamente el gel para asegurar una buena calidad de señal.

Los electrodos secos, en contraposición, tienen como único requisito asegurarse del buen contacto de los mismos con la zona deseada. Al no aplicarse geles conductores la impedancia que presentan estos electrodos es mayor que la de los electrodos húmedos y por este motivo se suelen conectar a un preamplificador, o a un sistema preparado para entradas de alta impedancia. Los electrodos activos surgieron como solución a la alta impedancia de salida de los electrodos pasivos: al reducir al máximo el camino entre el amplificador se aumenta al máximo la impedancia de entrada del electrodo, lo que, combinado con la bajísima impedancia de salida del amplificador integrado se traduce en una alta imperturbabilidad ante interferencias del sistema cable/electrodo.

Para grabaciones multicanal se suelen emplear cascos perforados en los que se sitúan los electrodos.

El sistema internacional estandarizado de colocación de los electrodos en el cuero cabelludo es el sistema 10-20, cuyo nombre proviene de que las distancias entre electrodos adyacentes son el 10 % o el 20 % de la distancia total del cráneo, del ionion al nasion y entre las apófisis mastoides izquierda y derecha, respectivamente. A cada uno de estos electrodos se les asigna un nombre según su localización como se puede apreciar en la figura 2.2. El número, par o impar indica el hemisferio sobre el que se sitúa el electrodo y las letras indican su localización (frontal polar, frontal, central, temporal, parietal u occipital). [15]

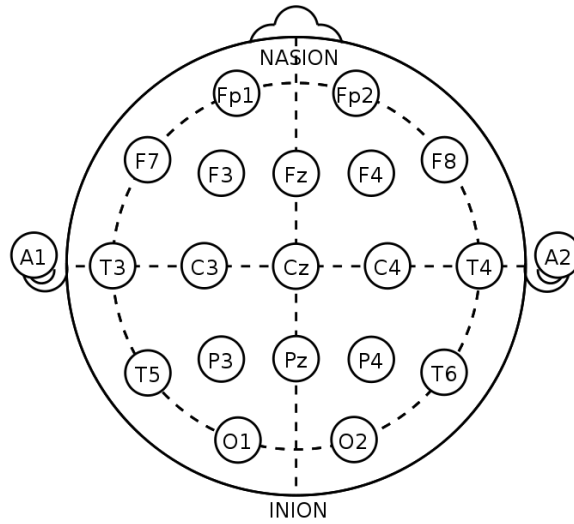


Figura 2.2: Sistema Internacional 10-20

Cuando se requiere más resolución se añaden electrodos extra situados entre los existentes en el sistema 10-20, dando como resultado el sistema 10-10. Los electrodos de este sistema, que será el empleado en este proyecto, se nombran como se muestra en la figura 2.3.

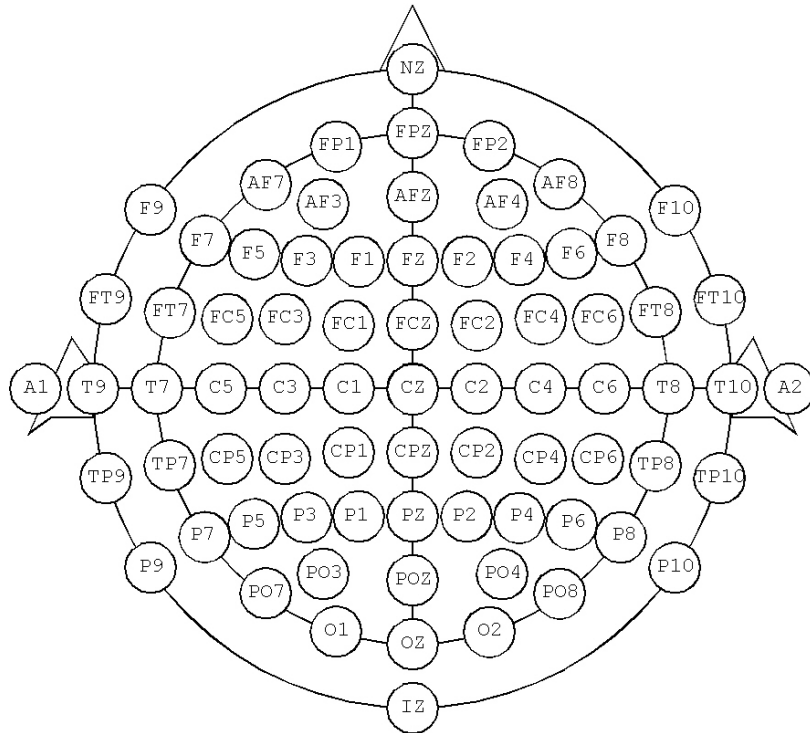


Figura 2.3: Sistema Internacional 10-10

## 2.9. Conclusión

En este capítulo se ha realizado una revisión histórica de los principales hitos en la investigación relacionada con las BCIs. A su vez se han resumido las principales señales que se monitorizan en la implementación de las mismas y los fenómenos fisiológicos a los que se deben. Por último se han resumido los distintos tipos de electrodos que se emplean en esta clase de aplicaciones

y las ventajas y desventajas de los mismos. Estos conocimientos se emplearán en el siguiente capítulo para establecer de manera razonada las directrices para la realización del proyecto.

# 3

## Diseño

### 3.1. Introducción

---

En este capítulo se resumirán las decisiones iniciales de diseño que se tomaron en el desarrollo del proyecto y se definirá el esquema general del software que se tuvo en cuenta en la implementación. Además, se definirán las pruebas que se realizarán durante el desarrollo del proyecto.

Para realizar este diseño se tuvo en cuenta la documentación provista por el fabricante, que a nivel general define la morfología del programa de adquisición.

### 3.2. Consideraciones

---

La interfaz desarrollada es una interfaz basada en SSVEP por las características de los mismos. Para esto se ha empleado el amplificador de bioseñales de g.tec g.USBamp. El amplificador empleado es el de g.tec USBamp 3.0 por sus especificaciones técnicas (las más relevantes se enumeran en las tablas del anexo B) y su facilidad de uso. Este amplificador se emplea habitualmente en esta clase de grabaciones. La principal ventaja de este amplificador con respecto a otros es su capacidad "plug and play", y la API proporcionada por el fabricante.

A pesar de que el fabricante también provee un software especializado en captura y procesado en tiempo real se requiere desarrollar uno propio en el sistema operativo Linux empleando la API, dada la naturaleza del proyecto y nuestros requerimientos particulares de proceso. Como se comentó anteriormente existen diversas maneras de realizar la grabación. Dado que la elegida hace uso de electrodos secos se hace necesaria la inclusión de un preamplificador al sistema, el g.SAHARA. Este preamplificador afecta de manera significativa al diseño del proyecto dado que algunas de las funciones que aporta el fabricante están diseñadas teniendo en mente el uso de electrodos húmedos. Como consecuencia directa y debido a la imposibilidad de comprobar mediante la API del fabricante la impedancia de los electrodos por la inclusión del g.SAHARA se hacen necesarias múltiples grabaciones por prueba para comprobar la integridad de la señal grabada.

El diseño de la interfaz gráfica y la elección de electrodos óptimos están más allá del alcance de este proyecto y se han realizado de forma paralela, sin embargo, se hará uso de ellos en el

desarrollo de este proyecto. Es de especial interés recalcar que en la mayoría de investigaciones realizadas por este grupo se han empleado electrodos húmedos en este tipo de aplicaciones y que en esta aplicación se usarán electrodos secos en contraposición. El uso de esta clase de electrodos alterará de manera significativa la forma de adquirir y tratar la señal.

La decisión del uso de electrodos secos se ha tomado por la comodidad para la colocación y el uso del casco de EEG.

### 3.3. Diseño inicial

El programa a desarrollar constará de tres módulos principales: configuración y calibración, adquisición y procesado. Gracias los principios de uso provistos por el fabricante se conoce la estructura que se ha de seguir para diseñar estos tres módulos: primero se configura el amplificador, se inicia la captura de datos y se procesan los mismos mientras se prosigue capturando (siguiendo el esquema de la figura 3.1).

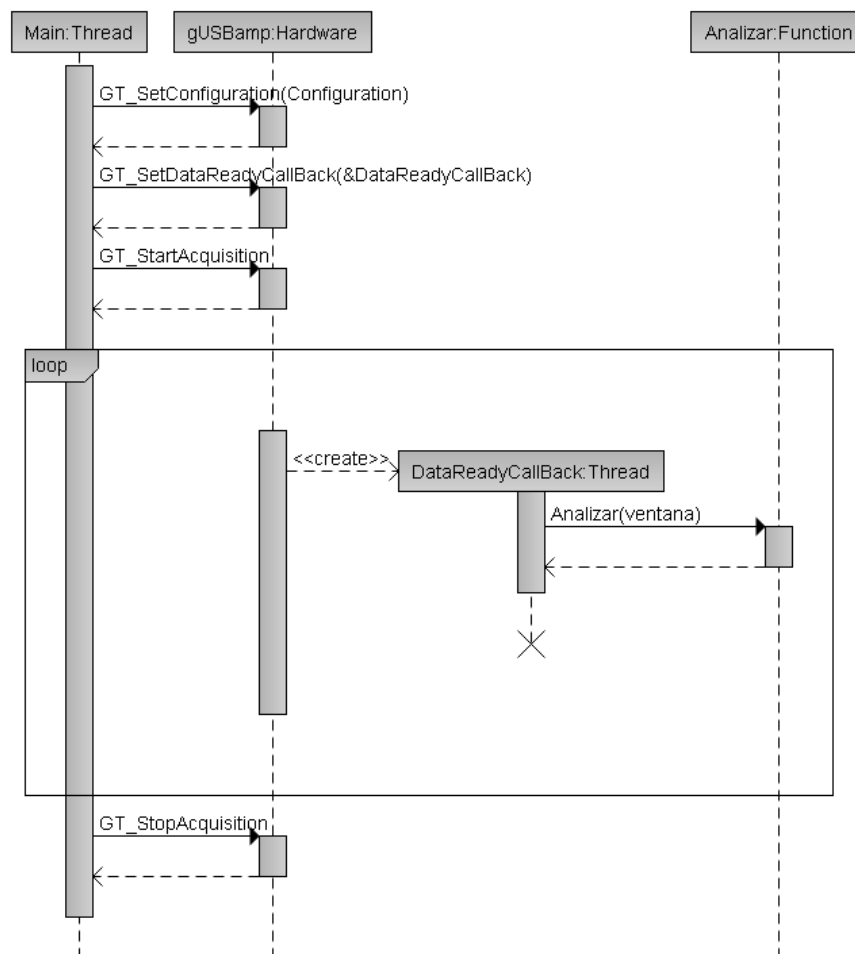


Figura 3.1: Estructura del programa

#### 3.3.1. Diseño físico

El sistema de grabación EEG g.USBamp permite múltiples configuraciones hardware para la grabación. En este proyecto se emplea el preamplificador g.Sahara para permitir el uso de



electrodos secos y por ello las decisiones de diseño en cuanto al hardware quedan reducidas al orden y situación de los electrodos en el casco que se empleará en el EEG.

El sistema constará de un amplificador g.USBamp, el ordenador al que se conectará el mismo, un sistema de preamplificación de electrodos activos secos g.Sahara, el casco perforado según el sistema 10-20 g.GammaCap y, en principio, 18 electrodos activos entre los que se encuentran los electrodos de tierra y referencia. Entre estos electrodos se cuentan 16 electrodos secos activos g.SAHARA como los que se muestran en la figura 3.2 y 2 electrodos desechables con hidrogel preaplicado, empleados normalmente como electrodos de referencia y tierra (figura 3.3)



Figura 3.2: Sistema de electrodos activos g.SAHARAclip y g.SAHARAElectrode

Puesto que sólo se dispone de 16 electrodos g.Sahara para usar con el g.GammaCap, si el montaje usado emplea un electrodo de referencia de la parte frontal el número de canales se verá reducido. Por fortuna esto solo representaría un problema en caso de requerir de los 16 canales para la detección de las señales de control, lo cual es poco común en esta clase de aplicaciones.

### 3.3.2. Configuración y calibración

En este módulo se realizarán las acciones necesarias para configurar y calibrar el amplificador para la correcta adquisición de datos. La configuración y calibración del amplificador se realiza mediante la función `GT_SetConfiguration` aportada por la API. Esta función aplica al amplificador la configuración que se defina y cuyos parámetros relevantes para la adquisición se explican a continuación:

- Frecuencia de muestreo: este parámetro define la cantidad de muestras que el amplificador adquiere por segundo. Este amplificador acepta distintas frecuencias de muestreo: 32, 64, 128, 256, 512, 600, 1200, 2400 y 4800 Hz.

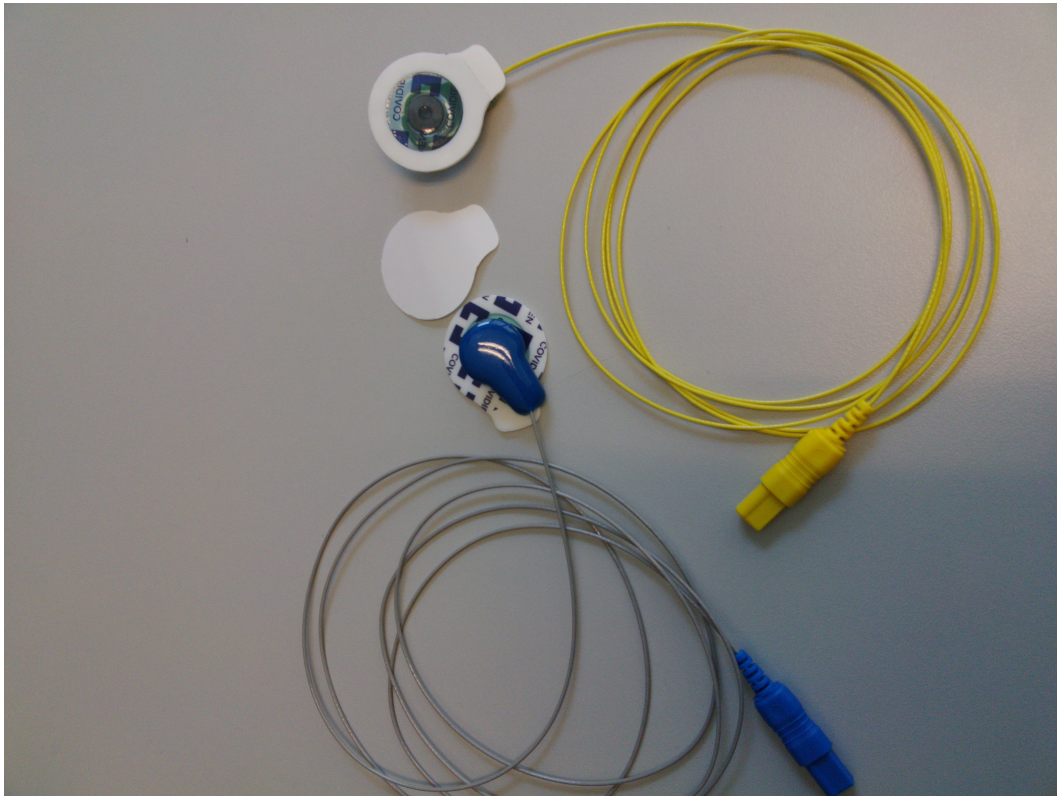


Figura 3.3: Electroodos desechables junto a g.SAHARAclipREF (azul) y g.SAHARAclipGND (amarillo)



Figura 3.4: Sistema de adquisición

- Configuraciones de masa y referencia: existe la posibilidad de incluir múltiples tierras y referencias y mediante este parámetro se define si hay varias o si es común.
- Modo maestro-esclavo: existe la posibilidad de adquirir haciendo uso de varios amplificadores al mismo tiempo, y este parámetro permite definir la configuración de esta clase de sistemas.
- Modos del amplificador: parámetro para seleccionar los distintos modos de funcionamiento del amplificador:
  - Normal: el modo de adquisición.
  - Impedancia: esta función es capaz de medir la impedancia de entrada de los electrodos para asegurar que están haciendo buen contacto. Sólo funciona si se usan electrodos húmedos.
  - Calibración: emplea el generador interno de señales para emitir la misma señal por todos los canales del amplificador, de nuevo sólo es útil si no se está empleando un preamplificador.
  - Contador: se emplea el amplificador como un contador digital, emitido en el canal 16.
- Modos de los electrodos: así se selecciona el modo de grabación de los electrodos. Existe la opción de seleccionar pares de electrodos para el modo de diferenciación bipolar.
- Filtros disponibles: dependiendo de la frecuencia de muestreo existe una gran variedad de filtros implementados por el amplificador. Los más útiles para esta aplicación serán los filtros paso banda cuya banda de paso se extienda desde 3-5 Hz hasta 100 Hz, y los filtros banda eliminada a 50 Hz para eliminar la componente proveniente de la red eléctrica
- Número de canales de entrada: se puede seleccionar el número de entradas del amplificador. En nuestro caso se emplearán las 16 entradas nominales, y 2 entradas que no quedan registradas: el electrodo de referencia y el de masa.

### **3.3.3. Adquisición de datos**

El módulo de adquisición de datos consta de dos puntos fundamentales: la función callback que se ejecuta cuando hay datos disponibles y las funciones para el comienzo y fin de la adquisición. Puesto que este programa es únicamente un módulo de captura y procesado se bloqueará el programa principal durante un tiempo predeterminado para realizar las pruebas. En la función callback se encontrará parte del procesado de señal: y se almacenarán los datos obtenidos para emplearlos en el módulo de análisis además de grabarlos en un fichero para dar la posibilidad de analizarlos offline.

Este módulo habrá de adquirir tanto el voltaje presente en cada electrodo como el timestamp correspondiente a cada dato para poder situar cada muestra con exactitud en el eje temporal. Esto permitirá además conocer la frecuencia a la que sea grabada cualquier prueba a posteriori, además de permitir localizar el marco temporal en el que se localicen los SSVEPs en el módulo de análisis de señal.

### **3.3.4. Análisis de datos**

El módulo de análisis de datos dependerá de la aplicación en la que se instancie este módulo de adquisición y calibración automática dado que no todas las señales se identifican de la misma manera. El implementado será un módulo de análisis para la detección de SSVEPs y por tanto



constará de un procedimiento para calcular la transformada rápida de Fourier y un sistema de puntuación para la transformada calculada.

### **Autocalibración de la señal**

Con el fin de poder analizar correctamente los datos, se desarrollará un módulo para procesar una grabación previa de actividad cerebral sin la presencia de estímulos para eliminar la potencia basal presente en las señales captadas durante la estimulación visual. Este módulo será el encargado de tratar los datos capturados para adecuarlos a las funciones de detección de eventos y clasificación. Parte de este módulo se encontrará en el callback principal y parte en la función de análisis. La ejecución de este módulo tendrá que ser condicional dado que la existencia de este fichero de actividad cerebral basal no debe ser esencial para la ejecución de este programa. Además, se realizará la resta de la señal captada por los electrodos de interés situados en la corteza visual con la señal captada por un electrodo de la parte frontal con el fin de mejorar la SNR de la señal que finalmente se procesará.

Tanto los electrodos elegidos para la resta como la forma en la que se eliminará la potencia basal serán particulares para nuestra aplicación y por tanto no se podrán reutilizar en otros proyectos, sin embargo, dado que una de las prioridades de este proyecto es la portabilidad y posibilidad de reutilización de este código se intentará indicar la existencia de estas particularidades lo mejor posible para facilitar su posterior modificación. La efectividad del código a desarrollar dependerá de muchos factores fuera del alcance de este proyecto, pero ha de desarrollarse de tal manera que incluya las operaciones que se emplean habitualmente en el procesado de señal, y que estas sean fácilmente modificables. Estas operaciones serán: la transformada rápida de Fourier, el valor absoluto de la misma, suma y resta de señales e implementación de un algoritmo de puntuación. Dado que el espectro de la actividad cerebral es algo muy particular de cada persona la eliminación de la potencia basal requerirá de una grabación previa de la actividad cerebral del usuario, y de un módulo de procesado de la misma.

Debido a los requerimientos anteriormente mencionados la programación de este módulo habrá de ser lo más portable posible, por ello habrá que evitar funciones nativas al sistema e intentar programar de la forma más paramétrica posible, a la vez que se intenta evitar requerimientos estrictos de velocidad de proceso o tamaño de memoria optimizando lo máximo posible el tiempo que se invierte en el análisis de los datos. Hay que tener en cuenta que este código se empleará a la par que una interfaz con el fin de controlar la misma, y por tanto al tiempo de proceso de señal habrá que añadirle cierto tiempo de margen que en el sistema final se empleará para enviar el estímulo que se haya detectado a la interfaz.

### **Detección de eventos**

Dado que el programa requiere adquirir los datos antes de poder realizar cualquier forma de proceso el principal evento a detectar será que se dispongan de suficientes datos para empezar a procesar. Para escoger este tamaño de datos para los que se ejecuta la función de proceso habrá que tener en cuenta el tamaño de la transformada discreta de Fourier en relación a la tasa de adquisición de muestras para conseguir resoluciones aceptables en tiempo y frecuencia, así como tener en cuenta el teorema de Nyquist a la hora de procesar la señal para no utilizar muestras de la transformada que se hayan visto afectadas por el aliasing de aparecer este efecto.

## **Clasificación**

La elección de electrodos, tanto para la realización de las pruebas como para la resta realizada en el módulo de proceso se basará en trabajos anteriormente realizados en este laboratorio y en diversos artículos acerca de la detección de eventos SSVEP en la corteza visual. Esta parte del programa será la que requiera más revisiones hasta llegar a la versión final, debido a la imposibilidad de conocer durante la fase de diseño qué método de reconocimiento dará mejores resultados. El cometido de esta función será asignar cierta puntuación a las frecuencias de estímulo conocidas

### **3.3.5. Diseño de las pruebas**

Habrà que realizar múltiples pruebas en cada estado del proyecto, en las cuales se irá basando el desarrollo del mismo. En este apartado se explicarán los parámetros que se monitorizarán en cada prueba. Estos resultados no deben tomarse en ningún caso como absolutos ya que dependerán de múltiples factores no mensurables con los medios de que disponemos, como el grado en que el sujeto pueda centrar su atención en los estímulos, el ruido y temperatura ambiente, etc.

Las primeras pruebas que se realizarán serán las de comprobación de las funciones de la API provista por el fabricante para comprobar cuáles de ellas son compatibles con el sistema de electrodos activos secos empleados. Se tendrá que obtener la lista de filtros disponibles para cada frecuencia y comprobar la efectividad de los mismos, y hacer pruebas con los distintos modos de adquisición.

La siguiente fase de pruebas, una vez completado el programa de adquisición, consistirá en hallar diferencias en caso de haberlas empleando distintas tasas de muestreo. También en esta fase se comprobará la efectividad de los distintos filtros que se pueden emplear en la señal capturada.

La última fase de pruebas, que se extenderá hasta la finalización del proyecto, consistirá en comprobar la efectividad de distintos sistemas de puntuación implementados para intentar hallar el óptimo para las interfaces de que dispone la universidad.

Sobre las pruebas cabe destacar que la mayoría de ellas no se documentarán en esta memoria por no aportar conclusiones significativas para el desarrollo del proyecto. Uno de los objetivos principales de todas estas pruebas será la detección de SSVEPs en las grabaciones realizadas durante las mismas para comprobar que la adquisición se está realizando correctamente. Por este motivo se seguirá un procedimiento similar en la realización de las mismas: se requerirá al sujeto equipado con el g.GammaCap fijar su atención visual durante un corto periodo de tiempo en las distintas luces parpadeantes emitidas por el estimulador de que disponemos. Las frecuencias de estas luces son conocidas de antemano, y determinarán las frecuencias de los SSVEPs que, de haberse realizado la grabación correctamente, deberán aparecer también en el EEG. Para la última fase de pruebas, una vez se haya comprobado que se está grabando correctamente, esta detección se hará online mediante el sistema de puntuación que se haya implementado, y se modificará el mismo para intentar maximizar la tasa de acierto. El estimulador se puede ver en la figura 3.5.

Además de las pruebas anteriormente mencionadas, se realizarán pruebas de benchmarking para comprobar la eficiencia del código. Estas pruebas serán de particular importancia para determinar la frecuencia con la que se puede ejecutar la función de análisis de la señal.

## **3.4. Conclusión**

---



Figura 3.5: Sistema de adquisición con el estimulador empleado en las pruebas

En este capítulo se han planificado las distintas tareas a llevar a cabo a lo largo del desarrollo del proyecto. De manera general estas tareas se dividirán en dos: la programación de los distintos módulos aquí expuestos y las distintas pruebas necesarias para comprobar el buen funcionamiento de los módulos desarrollados. En los próximos capítulos se emplearán las directrices aquí expuestas para conducir el desarrollo del proyecto.

# 4

## Desarrollo

### 4.1. Introducción

---

En este apartado se explican las decisiones de diseño tomadas al escoger la configuración del amplificador. Algunas de estas decisiones se han hecho basándose en las necesidades de nuestra forma de captura (vienen impuestas por el uso conjunto del g.USBamp y el g.Sahara), mientras que otras se han tomado basándose en pruebas realizadas y publicaciones científicas.

### 4.2. Configuración del amplificador

---

El modo en el que se configurará el amplificador será el Normal, ya que los demás modos no permiten la adquisición, además de no ser compatibles con el uso del g.Sahara.

Con el fin de que la grabación tenga unos niveles similares de voltaje en todos los canales se indican los modos de tierra y referencia comunes, y se indica que no se desea la derivación bipolar mediante el parámetro `BIPOLAR_DERIVATION_NONE`. El análisis de señal sí se realizará empleando la diferencia de electrodos, pero por motivos de comodidad al modificar los electrodos sobre los que se realiza dicha diferencia esta se realizará en el módulo de análisis de señal y no durante la adquisición.

### 4.3. Adquisición de datos

---

Para la adquisición de datos se ha acondicionado el código para que la frecuencia de captura sea modificable mediante un parámetro que se ha denominado `SAMPLERATE`, modificable entre las distintas frecuencias de captura disponibles para este amplificador (32, 64, 128, 256, 512, 600, 1200, 2400 y 4800 Hz).

De la misma manera se han tratado los canales de captura, cuya habilitación o deshabilitación se ha simplificado añadiendo el parámetro `NCHAN`, cuyo rango de validez es entre 1 y 16 canales.

El programa abre al comenzar varios archivos para el análisis de la señal en modo offline, estos archivos, cuya utilidad se explicará a continuación, son los siguientes: dos archivos con

extensión csv, y un archivo con extensión bin. Estos tres archivos se identifican con un número que se corresponde al número de segundos transcurridos desde las 00:00 del 1 de enero de 1970 (conocido como tiempo epoch), teniendo como título respectivamente tiempoEpoch\_data.bin, tiempoEpoch.csv y por último tiempoEpoch\_score.csv.

En el primer archivo se almacenan las muestras de voltaje recogidas por los electrodos en binario según el formato float, en el segundo las muestras de tiempo correspondientes a las muestras de voltaje del primero, y en el último los resultados de la fase de análisis de señal que se explicarán en el siguiente apartado. En la gráfica 4.1 se muestra el resultado de cierta grabación. Para obtener el eje de tiempo se ha empleado el archivo de tiempo y para obtener el nivel de voltaje el archivo de datos.

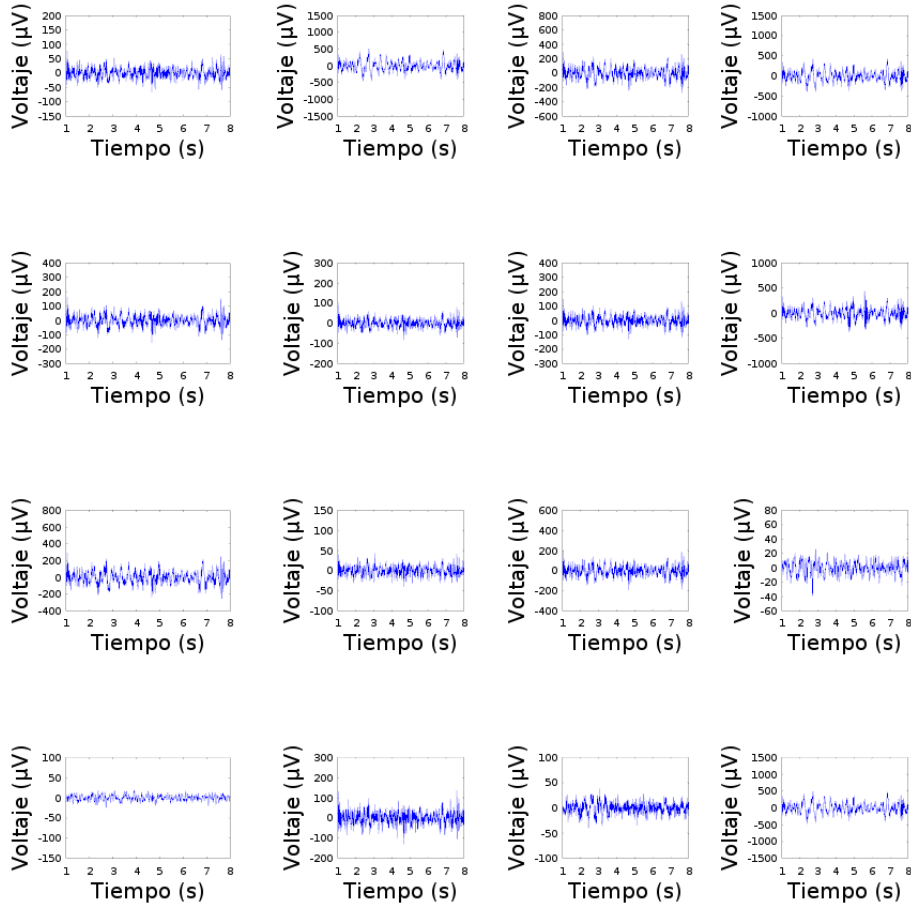


Figura 4.1: Muestras de los 16 canales recogidas por el amplificador. Gráficas obtenidas a partir de los archivos guardados.

El amplificador g.USBamp graba los datos en formato float. Para su almacenamiento, en el módulo de adquisición se emplea un buffer de tipo unsigned char, que posteriormente se escribe en el archivo binario. Las muestras de este buffer se reorganizan para su tratamiento en el módulo de análisis de señal por concordancia con la transformada de Fourier implementada.

Las muestras de tiempo se adquieren cada vez que la función Callback se ejecuta (lo que quiere decir que el amplificador dispone de datos). Cuando esto ocurre se realiza la diferencia de tiempo entre el comienzo de la adquisición y el momento en el que se ha activado esta función, obteniendo la muestra de tiempo correspondiente al dato grabado. Estos datos se incluyen también en los datos que recibe el módulo de análisis para poder localizar en el tiempo con exactitud la ventana de tiempo que se está procesando.



## 4.4. Análisis de señal

En este apartado se describirán las implementaciones de las operaciones a realizar en este módulo. Para la detección de SSVEPs es fundamental analizar el espectro de potencia de la señal obtenida tras realizar ciertas sumas y restas de las señales de los electrodos, operaciones que dependerán de las mejores referencias para cada individuo. Esta aritmética tendrá que ser la misma tanto para la señal capturada online como para la señal basal de la que se dispone, con el objetivo de que al hallar la SNR de la señal dividiendo la que se va obteniendo entre la media de la actividad basal resalten estos impulsos, no presentes en la actividad cerebral basal. También se hace necesario un sistema de análisis de esta SNR obtenida para determinar los momentos en los que se den estos impulsos.

Habrà que tener en cuenta la resolución tanto temporal como espectral de estas transformadas dado que los impulsos a localizar tienen una duración media de 0,5 segundos, y se desea que la resolución espectral no sea menor que 1 hercio para poder determinar con cierta precisión la frecuencia del impulso detectado.

### 4.4.1. La transformada de Fourier

Como se ha explicado en apartados anteriores esta operación es de vital importancia para el correcto análisis de la señal, y dadas las restricciones propias de nuestra aplicación ha de realizarse de la forma más rápida posible. Aparte de esto, el tamaño de la transformada ha de escogerse de manera razonada, dado que las resoluciones espectrales y temporales han de mantenerse a unos niveles aceptables para que tanto la frecuencia como la ventana temporal en la que se ha localizado el SSVEP sean discernibles. Nos encontramos ante el siguiente problema: la definición de la resolución espectral nos obliga a adoptar una solución de compromiso entre resolución espectral y resolución temporal, dado que son inversamente proporcionales.

$$\Delta f = fs/N$$

Siendo  $\Delta f$  la resolución espectral,  $fs$  la tasa de muestreo y  $N$  el número de puntos de la transformada.

Tampoco hay que olvidar que dado que se desea que la frecuencia de muestreo se pueda variar sin afectar al correcto funcionamiento del programa todas las referencias a esta han de ser paramétricas. Así mismo la longitud de la ventana se define en base a la frecuencia de muestreo para hacerla variable también (sin olvidar que la FFT requiere tamaños de ventana múltiplos de 2).

El algoritmo matemático para realizar la transformada rápida de Fourier se basará en el lema Danielson-Lanzcos, que expresa una transformada discreta de Fourier de  $N$  puntos como dos transformadas de Fourier de  $N/2$  puntos (siendo  $N$  par):

Siendo  $F_n$  el  $n$ -ésimo punto de la transformada discreta de Fourier se sigue:

$$\begin{aligned} F_n &= \sum_{k=0}^{N-1} f_k e^{-2\pi i kn/N} \\ &= \sum_{k=0}^{N/2-1} e^{-2\pi i kn/(N/2)} f_{2k} + W^n \sum_{k=0}^{N/2-1} e^{-2\pi i kn/(N/2)} f_{2k+1} \\ &= F_n^e + W^n F_n^o \end{aligned}$$

donde  $W \equiv e^{-2\pi i/N}$  y  $n = 0, \dots, N$ .

Este lema, aplicado de forma recursiva a una señal de longitud  $N = 2^n$  produce finalmente transformadas de longitud 1 y permite calcular la transformada rápida de Fourier con una complejidad  $N \log(N)$ .

La implementación final de la transformada de Fourier se ha realizado empleando la metaprogramación template de C++ para resolver la recursión propia de la transformada rápida de Fourier en tiempo de compilación. Se instancia una clase genérica `TemplateFFT<N>`, recursiva en su definición, cuyo método `apply()` aplicará la transformada de Fourier a su argumento, de tal forma que el compilador ha de resolver la recursión dependiendo del valor de la constante  $N$  (número de puntos de la transformada). El valor que toma esta  $N$  será el valor de la longitud de la ventana que se mencionó anteriormente.

El algoritmo implementado aplica la transformada directamente al argumento de entrada, por lo que el formato de los datos debe acomodarse al mismo. Es por esto que en adquisición se intercalan ceros entre los datos para permitir la asignación de los valores imaginarios correspondientes a la transformada de las muestras. En la fase de pruebas se comprobará la eficiencia de este algoritmo comparándolo con otro algoritmo que resuelve la recursión en tiempo de ejecución.

#### 4.4.2. Procesado del baseline

Resulta fundamental para la detección de SSVEPs disponer de una grabación de la actividad cerebral del individuo en reposo, debido a que la densidad espectral de potencia de esta actividad es particular para cada persona.

Por este motivo, la función de procesado de baseline debe adaptar la señal grabada con anterioridad para emplearla en la función de análisis de señal.

Puesto que no se dispondrá en principio de esta señal, su ejecución será condicional y dependerá de los argumentos en la llamada al programa.

La forma en que se realiza este proceso es paralela a la que se realizará cuando se procese la señal: se restarán y sumarán los canales correspondientes para obtener la señal diferencia. En nuestra aplicación se sumarán los canales cuyos electrodos están situados sobre la parte parietal-occipital del cráneo y se restarán los canales de la parte temporal y mastoidea.

A continuación se dividirá la longitud total de la señal diferencia en ventanas solapadas de 2 segundos de longitud que se inventanarán mediante la función Hann mediante un bucle.

Por último se aplicará la transformada rápida de Fourier a estas ventanas, y se acumulará el resultado medio en una variable denominada `meanbaseline`. Con esto se dispone del espectro de potencia del individuo en reposo, que se empleará en el análisis de señalado de la señal.

El efecto de esta función sobre la señal de entrada se puede apreciar en las gráficas de la figura 4.2. A la izquierda, parte de la señal de voltaje procedente de la resta de dos electrodos (en este caso el Oz y el POz), y a la derecha la media de la transformada de Fourier resultante.

#### 4.4.3. Análisis de la señal

La ejecución de esta función depende de la cantidad de datos disponible: si se dispone de un número de datos suficiente se llama La función de análisis de señal tiene como objetivo determinar si hay SSVEPs presentes en la ventana que se está analizando.

Esta función realiza la misma operación que se realiza en la función de procesado del baseline, para realizar a continuación la transformada de Fourier sobre el resultado. Esta transformada de Fourier se analiza para las frecuencias presentes en el emisor de estímulos.

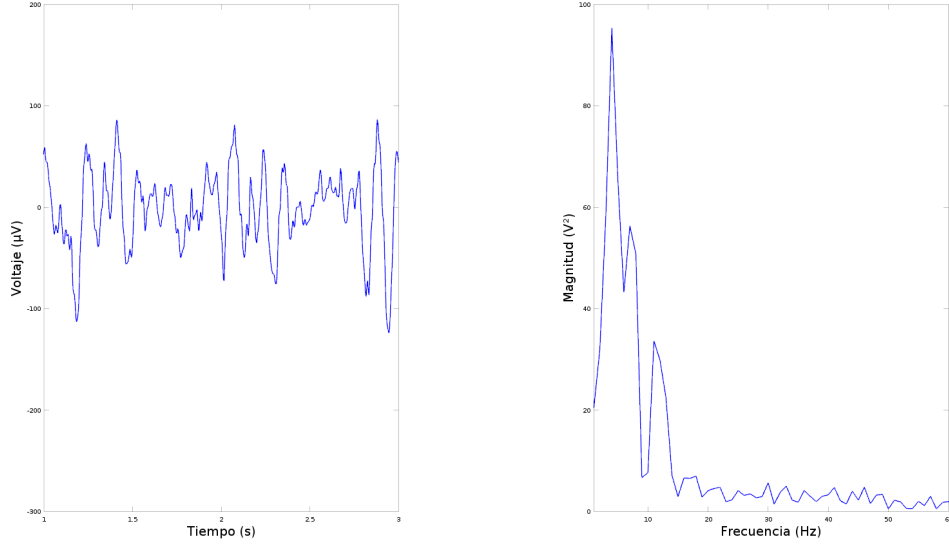


Figura 4.2: Señal resultante de la resta de electrodos (izquierda) y salida de la función (derecha) de la función de procesado de baseline.

Siendo  $y(t)$  la señal resultado de la suma y resta de electrodos, y  $base(f)$  la señal resultante de la misma operación realizada con el baseline:

$$Y(f) = \mathcal{F}(y(t))$$

$$B(f) = \mathcal{F}(base(t))$$

$$P(f) = |Y(f)|/|B(f)| + |Y(2f)|/(|B(2f)|^2) + |Y(3f)|/(|B(3f)|^2)$$

Siendo  $P(f)$  el resultado del algoritmo de puntuación, que en la implementación final es un vector con tantos elementos como frecuencias de estímulo (4, por el estimulador empleado). Este elemento almacena la puntuación de cada frecuencia para cada ventana procesada, normalizada al baseline.

## 4.5. Conclusión

---

En este capítulo se han expuesto las decisiones de diseño implementadas en el programa final. Estas decisiones, que se tomaron partiendo del estudio realizado en el capítulo 2 y las directrices expuestas en el capítulo 3, tendrán su repercusión en las pruebas que se exponen en el siguiente capítulo.



# 5

## Integración, pruebas y resultados

### 5.1. Introducción

---

En este capítulo se exponen los resultados más ilustrativos de las pruebas mencionadas en el apartado 3.3.5. Se intentará exponer con la máxima fidelidad las condiciones en las que se realizó el experimento que tengan relevancia para el mismo.

### 5.2. Consideraciones

---

Puesto que la configuración de electrodos es flexible se decidió concentrar la mayoría de los mismos en la parte parietal-occipital, debido a que la corteza visual se encuentra debajo de esa zona. La elección concreta de electrodos se muestra en la figura 5.1. Los electrodos que se resaltan en rojo son los de captura, mientras que el azul corresponde al electrodo de referencia y el amarillo al de tierra.

En cuanto a las pruebas en las se intenta localizar SSVEPs que importante subrayar el hecho de que para la captura del electroencefalograma todas las señales de control son observadas por el sujeto de forma simultánea (esto es necesario para ofrecer múltiples opciones en las BCI), y esto se refleja en la señal obtenida por los electrodos sobre la corteza visual.

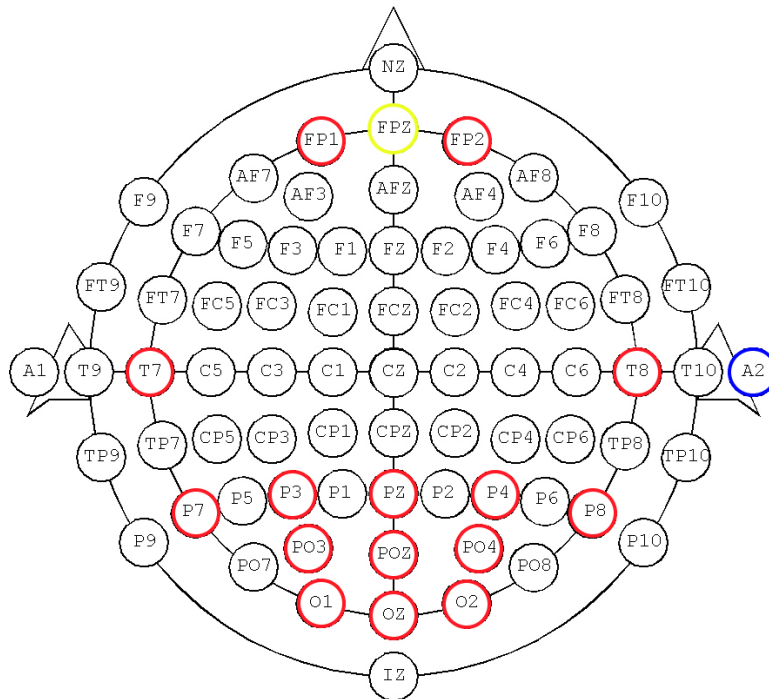


Figura 5.1: Configuración de los electrodos.

Por otra parte, las componentes frecuenciales de mayor valor absoluto en el electroencefalograma coincidirán aproximadamente con las frecuencias de los impulsos visuales en los que el sujeto esté centrado su atención visual, así como los armónicos de las mismas. Las pruebas se han realizado empleando distintos filtros, frecuencias de captura, etc. Por este motivo son muy heterogéneas en cuanto a claridad de resultados y en este apartado sólo se exponen las más ilustrativas. En la figura 5.2 se muestra la configuración típica de una prueba de estimulación visual.

## 5.3. Pruebas

### 5.3.1. Funciones de la API

En esta fase de pruebas el resultado fundamental consistió en hallar información acerca del amplificador no contenida en la documentación. Por este motivo se adjunta el listado de filtros disponibles que se obtuvieron junto con sus especificaciones, para las frecuencias más comunes empleadas en este tipo de grabaciones (véase anexo A). Estas tablas se han obtenido mediante las funciones *GetBandpassFilterList* y *GetNotchFilterList*; y enumeran todos los filtros disponibles para estas frecuencias.

Mediante estas tablas se escogieron los filtros finales aplicados en la fase de identificación de eventos: un filtro banda eliminada de 48 a 52 Hz y un filtro paso banda de 2 a 60 Hz. El código de identificación de los filtros que habrá de ser utilizado en la configuración del amplificador varía por tanto con la tasa de muestreo propia de cada prueba.

Además se adjuntan gráficas en las que se aprecia el efecto de estos filtros en la densidad espectral de potencia de las señales captadas por los electrodos.

Puesto que el modo impedancia del amplificador es experimental según el fabricante y su comportamiento no está definido con el uso conjunto del preamplificador g.SAHARA se realizó

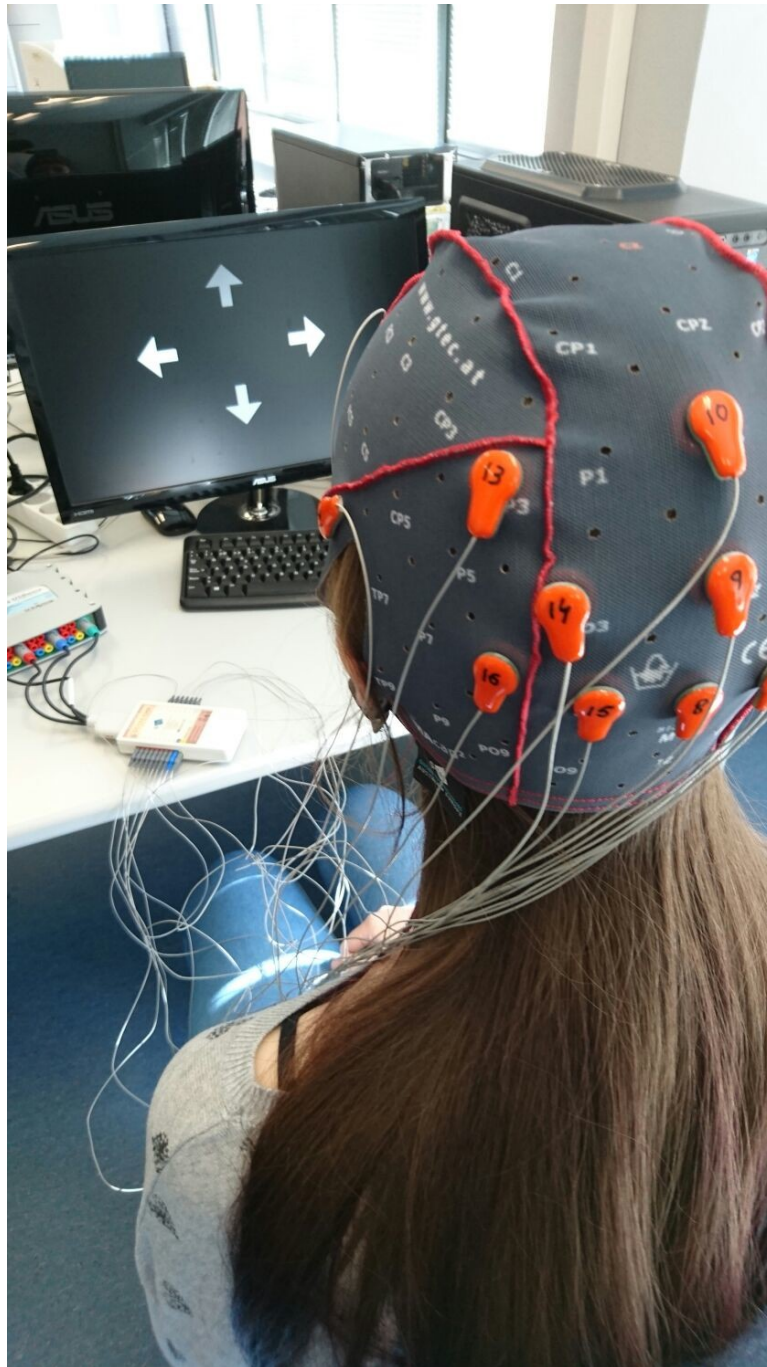


Figura 5.2: Configuración típica de las pruebas.

una prueba para comprobar si era posible obtener las impedancias de los electrodos al mismo, con la configuración que se indica en la figura 5.3. Puesto que estos electrodos sólo hacen contacto con el poliestireno, y este presenta una baja conductividad eléctrica (típicamente de  $10 - 16 S/m$ ), la impedancia captada por el amplificador debería ser considerablemente mayor de la que arrojan los resultados de la prueba (tabla 5.1). Concluimos por tanto que este modo no será útil para asegurar el buen contacto de los electrodos con la piel y queda descartado en las siguientes pruebas.



Figura 5.3: Configuración de la prueba de impedancia

Canal	Impedancia
1	851 $\Omega$
2	1224 $\Omega$
3	1082 $\Omega$
4	539 $\Omega$
5	1089 $\Omega$
6	1126 $\Omega$
7	31360 $\Omega$
8	6449 $\Omega$
9	997 $\Omega$
10	1090 $\Omega$
11	1007 $\Omega$
12	985 $\Omega$
13	964 $\Omega$
14	999 $\Omega$
15	1006 $\Omega$
16	1022 $\Omega$

Tabla 5.1: Prueba de impedancia



### 5.3.2. Pruebas de adquisición

El objetivo de esta fase de pruebas es comprobar que la adquisición de señal es correcta. Para ello se tratará de localizar distintos impulsos en las gráficas. Además, de cara a la siguiente fase de pruebas, se observará el efecto del artefactos EEG más comunes: los parpadeos. Este tendrá efectos negativos en la identificación, dado que provoca severas interferencias en el EEG conocidas como artefactos, como se muestra en la figura 5.4.

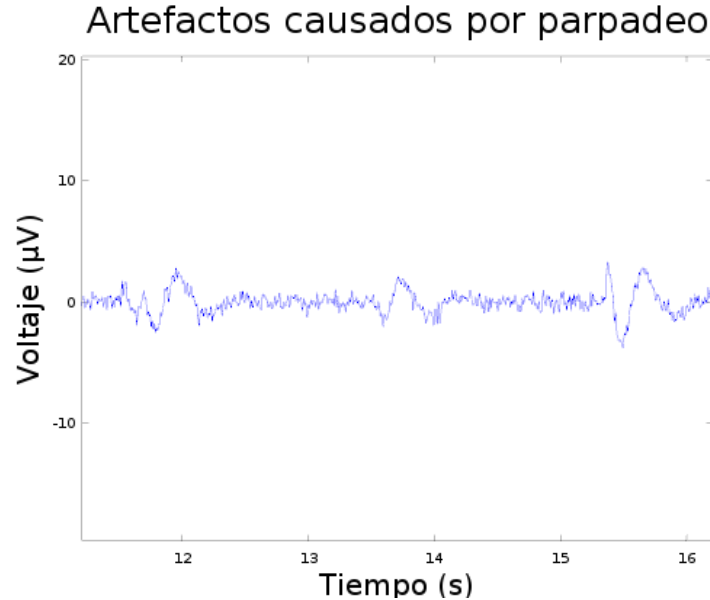


Figura 5.4: Efecto del parpadeo en el EEG.

Se comprobó también el efecto de varios filtros mostrados en las tablas A.3 y A.1, determinando que los que finalmente se emplearían serían el filtro banda eliminada de 48 a 52 Hz y el filtro paso banda de 2 a 60 Hz, cuyo efecto sobre la densidad espectral de potencia se muestra en las figuras 5.5 y 5.6. En estos se aprecia como la potencia de las componentes de baja frecuencia ( $f < 2Hz$ ) y las componentes de frecuencia correspondientes a la red eléctrica ( $48Hz < f < 52Hz$ ) se atenúan de manera significativa gracias a la aplicación de estos filtros.

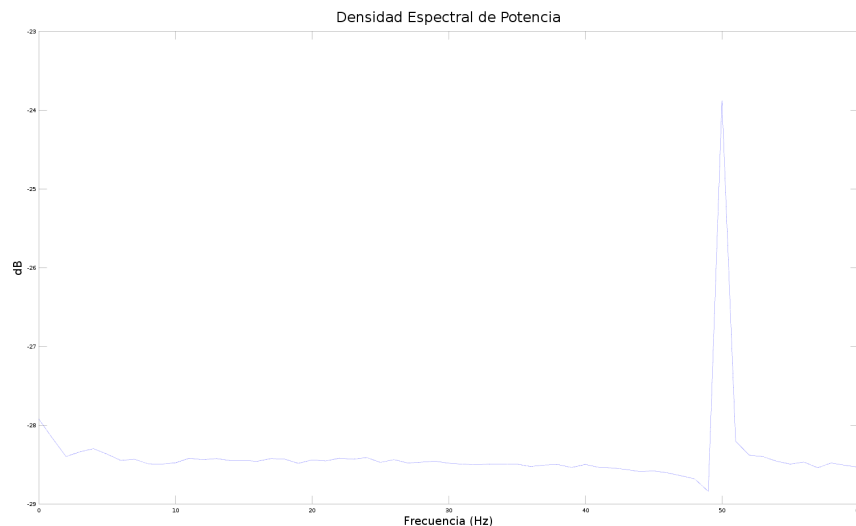


Figura 5.5: Aspecto de la densidad espectral de potencia del EEG sin aplicar filtros.

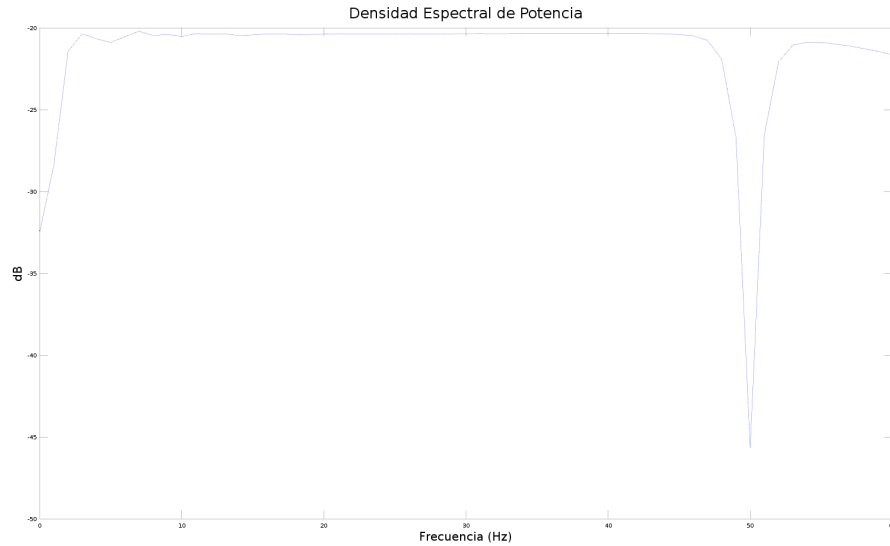


Figura 5.6: Efecto de los filtros empleados sobre la densidad espectral de potencia.

Por último, para comprobar que la captura se está realizando de manera correcta se procedió a localizar SSVEPs mediante varias grabaciones obtenidas, empleando un método similar al que posteriormente se emplearía en el módulo de análisis. Se obtuvieron resultados satisfactorios, localizando estos potenciales en la mayoría de los casos. Uno de los resultados de estas pruebas se muestra en las figuras 5.7, 5.8 y 5.9.

Entre estas gráficas es de especial interés la que aparece en la figura 5.7, ya que muestra un efecto que se ha observado de manera común durante la realización de pruebas: la magnitud más grande de la SNR no se presenta en la propia frecuencia de estímulo sino en uno de sus armónicos. Por este motivo se tuvieron en cuenta los armónicos de las frecuencias de estímulo al escoger la fórmula de puntuación de frecuencias del módulo de análisis. Este efecto habrá de tenerse en cuenta también a la hora de elegir las frecuencias de estímulo.

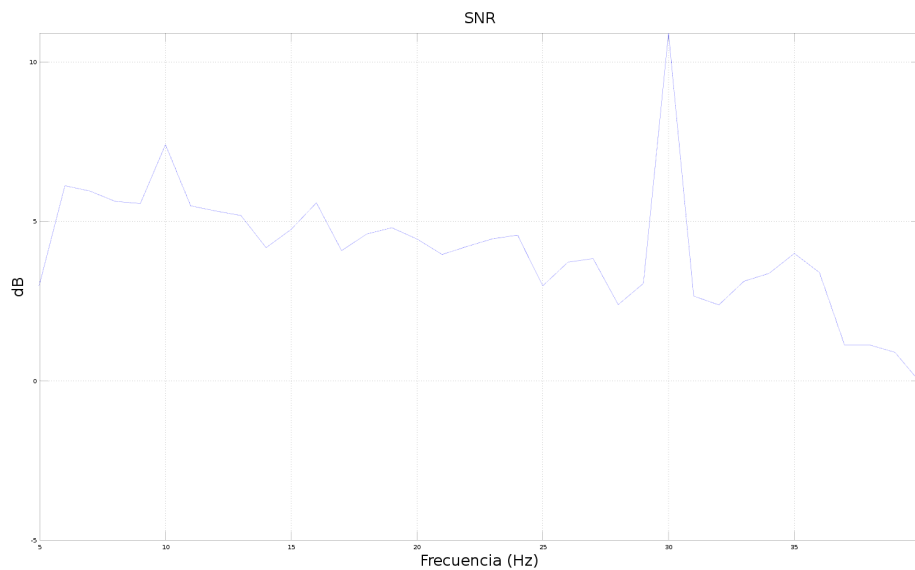


Figura 5.7: SSVEP para una frecuencia de estímulo de 10 Hz.

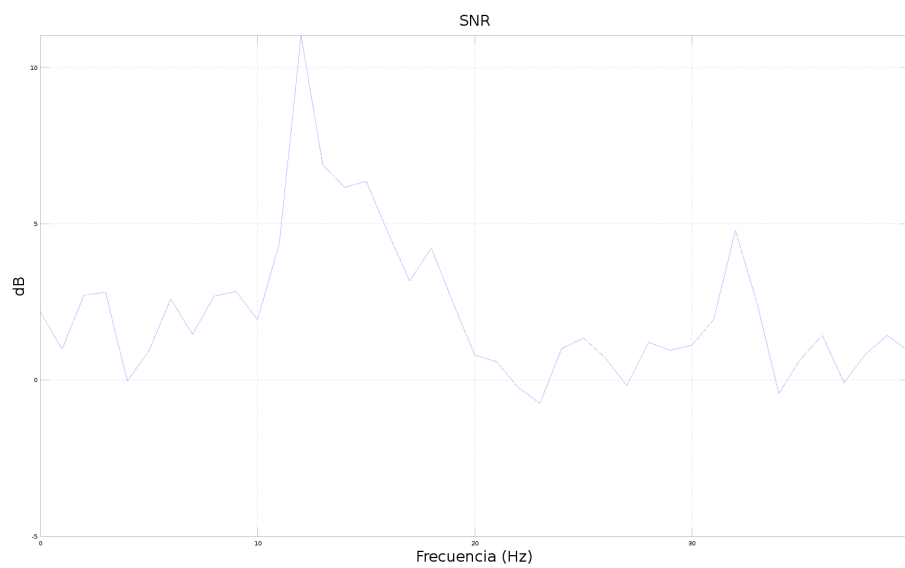


Figura 5.8: SSVEP para una frecuencia de estímulo de 12 Hz.

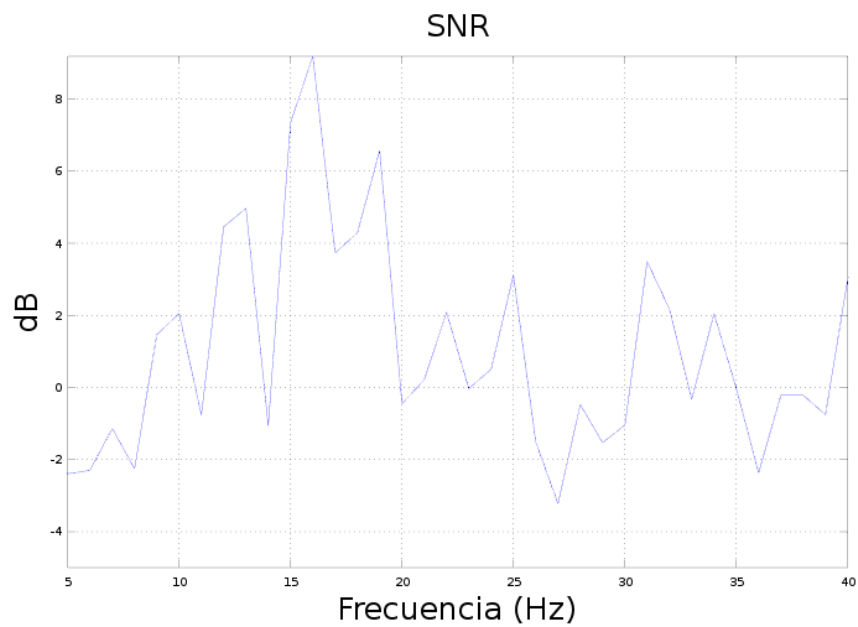


Figura 5.9: SSVEP para una frecuencia de estímulo de 16 Hz.

### 5.3.3. Pruebas de benchmarking

Esta fase de pruebas tiene como objetivo principal comprobar el desempeño de la transformada de fourier implementada comparándola con el algoritmo recursivo común, para comprobar si existe alguna ventaja sobre este último, dado que esta operación consumirá bastante tiempo de procesamiento en la aplicación.

La comparativa del tiempo medio de ejecución es puede ver en la tabla 5.2. Los tiempos medios de ejecución de estos algoritmos según el tamaño de la transformada se han obtenido hallando promediando el tiempo de 10000 ejecuciones de estos algoritmos.

Tamaño de la transformada	Algoritmo template	Algoritmo recursivo	Mejora
128	5,872016E-006 s	1,0061953E-005 s	71,355 %
256	1,013319E-005 s	1,4932061E-005 s	47,357 %
512	2,2002776E-005 s	3,2873497E-005 s	49,406 %
1024	4,4398067E-005 s	6,4037262E-005 s	44,234 %
2048	9,9467812E-005 s	1,39203274E-004 s	39,948 %

Tabla 5.2: Tiempo medio de ejecución de la FFT

También, para comprobar que las funciones de análisis no se están solapando y por tanto los recursos compartidos no corren el riesgo de ser modificados por dos hilos al mismo tiempo se realizaron varias pruebas midiendo el tiempo que se empleaba en la función de análisis, resultando una media de 0,19372 ms. Estos tiempos se muestran en la figura 5.10. “Start” y “end” indican los tiempos de comienzo y final de la ventana a procesar, mientras que “elapsed” indica el tiempo que se ha tardado en analizar la ventana. Todos los tiempos de la figura están expresados en segundos.

```
analizing window: start: 1.27351 end: 3.26978 elapsed: 0.000205841
analizing window: start: 1.28918 end: 3.28541 elapsed: 0.000206277
analizing window: start: 1.3048 end: 3.30102 elapsed: 0.00020346
analizing window: start: 1.32043 end: 3.31665 elapsed: 0.000202233
analizing window: start: 1.33605 end: 3.33221 elapsed: 0.000136843
analizing window: start: 1.35168 end: 3.34784 elapsed: 0.000136211
analizing window: start: 1.3673 end: 3.36352 elapsed: 0.000206863
```

Figura 5.10: Medición de tiempo de la función de análisis (en segundos).

### 5.3.4. Identificación de eventos en el EEG

La última fase tiene como objetivo poner a prueba el sistema de detección de SSVEPs en tiempo real. Con este fin se realizaron varias pruebas con distintos estados de luminosidad y ruido ambiente. En la prueba que se muestra la luminosidad ambiente fue mínima y el laboratorio se encontraba vacío a excepción del sujeto de pruebas y el operador. La estimulación empleada se realizó mediante el estimulador mostrado en la figura 3.5.

En primer lugar se adquirió la señal de baseline del sujeto e inmediatamente después se le expuso a las frecuencias de 8 y 10 Hz. El sistema de puntuación explicado previamente emite una puntuación normalizada para las frecuencias de estímulo (que han de ser conocidas de antemano). La puntuación de las ventanas emitida por el sistema se muestra en las gráficas 5.11 y 5.12. Cada trazo de la gráfica representa las puntuaciones asignadas a las frecuencias de estimulación para una ventana de tiempo. En estas gráficas no se aprecian valores significativos en las frecuencias de estímulo.

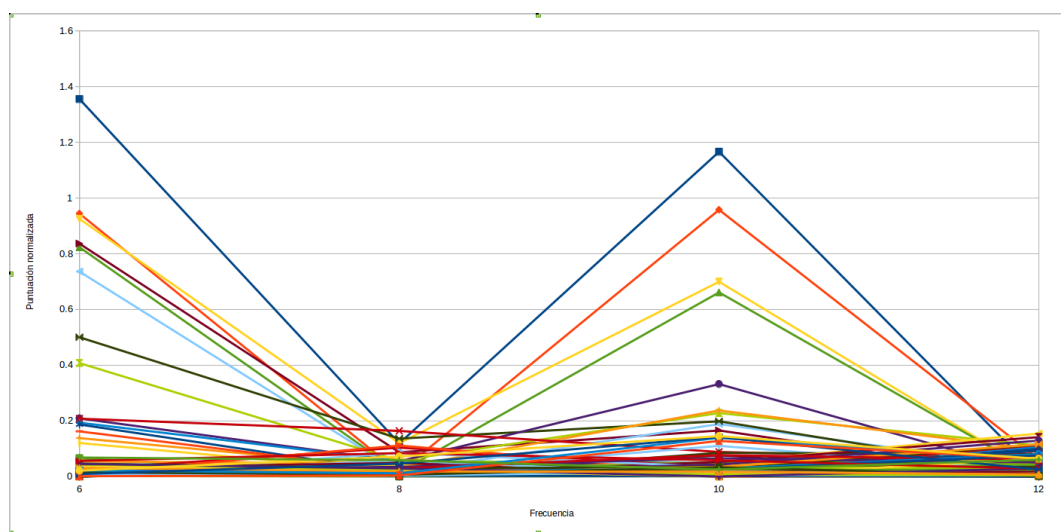


Figura 5.11: Resultados del análisis con estimulación a 8 Hz

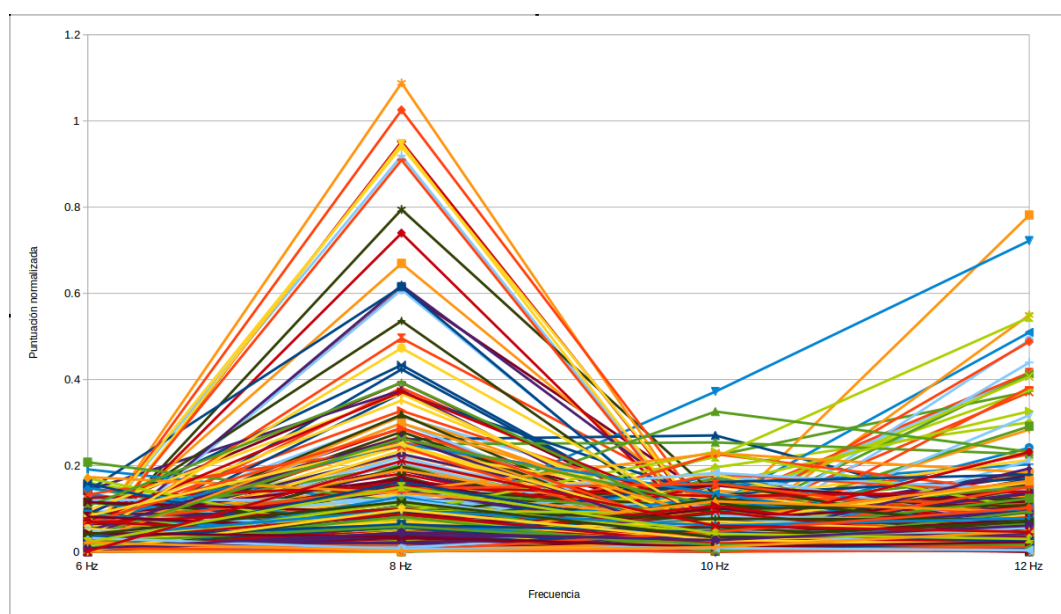


Figura 5.12: Resultados del análisis con estimulación a 10 Hz

Como ya se expuso en el apartado 4.4.2, esta puntuación se realizó mediante una operación estándar empleada en proyectos anteriores sin embargo, como se aprecia en las gráficas, la puntuación normalizada de las frecuencias a las que estaba expuesto el sujeto no son concluyentes.

Se empleó con estas grabaciones el algoritmo de búsqueda de las mejores referencias desarrollado por David Rodríguez, obteniendo así las referencias óptimas para este sujeto en concreto y para la colocación del casco característica de la prueba (ya que las mejores referencias pueden variar entre usuarios y pruebas). Con estas nuevas referencias, ya adaptadas al usuario, se volvió a realizar el análisis en tiempo real.

El sistema de detección de SSVEPs sí detectó en este caso la presencia de estos impulsos como se aprecia en las figuras 5.13 y 5.14.

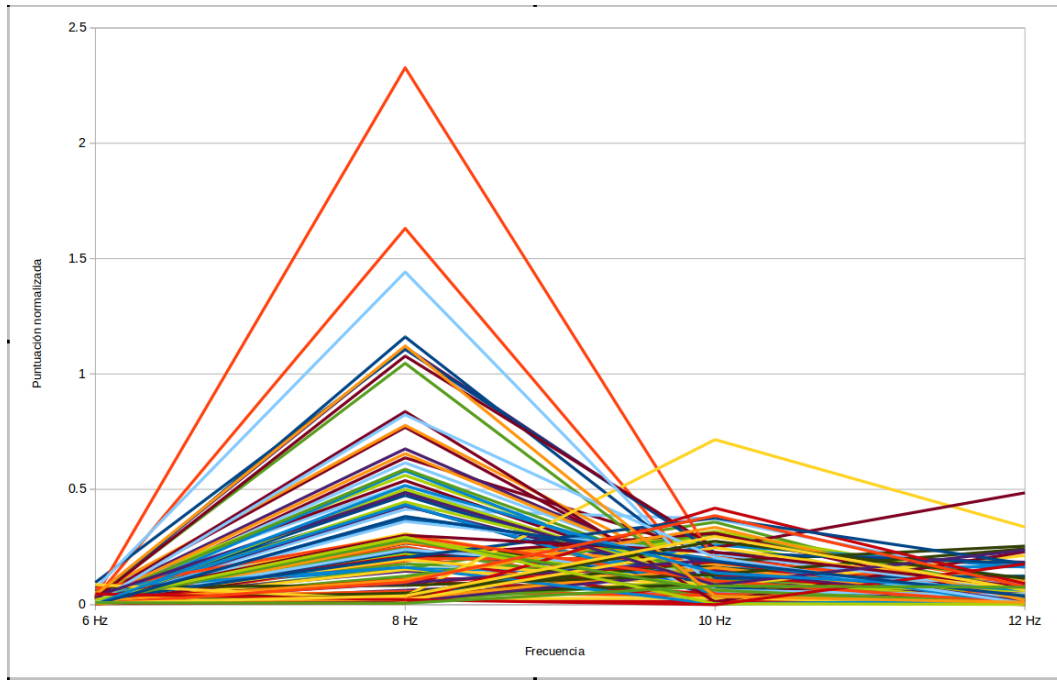


Figura 5.13: Resultados del análisis con estimulación a 8 Hz tras aplicar las mejores referencias

## 5.4. Conclusión

En este capítulo se han expuesto los resultados más ilustrativos de los distintos tipos de pruebas realizadas tanto durante el desarrollo del proyecto como mediante el sistema final. Tanto los resultados de las pruebas como las opiniones de los usuarios del sistema nos permitirán obtener conclusiones acerca del desempeño del programa, su utilidad y comodidad que se expondrán en el próximo capítulo.

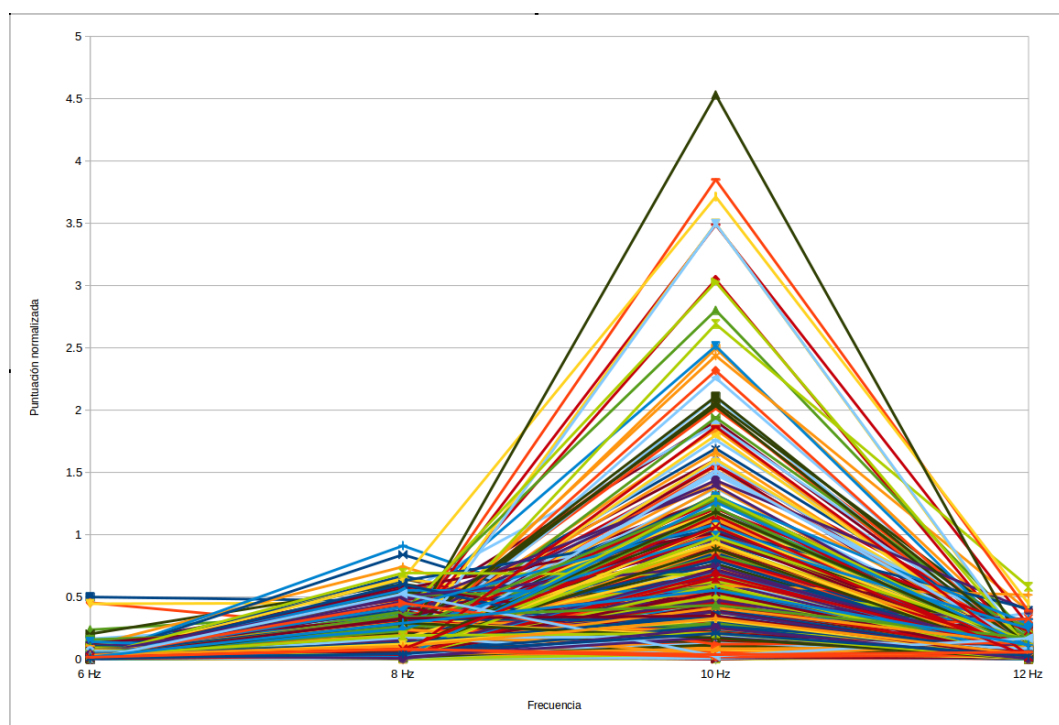


Figura 5.14: Resultados del análisis con estimulación a 10 Hz tras aplicar las mejores referencias





# 6

## Conclusiones y trabajo futuro

### 6.1. Introducción

---

En este capítulo se exponen las conclusiones obtenidas a partir de las pruebas realizadas a lo largo de la realización del proyecto. También se basan en las experiencias a lo largo del desarrollo del proyecto.

### 6.2. Resumen del trabajo

---

En este proyecto se ha realizado el desarrollo de un driver de captura y análisis para el amplificador de bioseñales de la compañía g.tec. Este driver dispone de múltiples funcionalidades, como la selección del modo y frecuencia de captura, los filtros que se desean aplicar, el tamaño de la ventana de análisis y la configuración de electrodos que se desea escoger, tanto para la captura como para el análisis.

El sistema integrado registra la magnitud de la señal adquirida, su correspondencia temporal y la valoración de la misma en base a un análisis también configurable. La efectividad del mismo como módulo de adquisición se ha demostrado no sólo mediante las pruebas expuestas en el capítulo 5 si no que las grabaciones obtenidas a partir de este programa han sido una parte clave para el desarrollo de un algoritmo para la elección de las mejores referencias por parte de David Rodríguez en su trabajo de fin de grado “Calibración automática y elección de las mejores referencias en interfaces cerebro máquina”. Ese trabajo ha servido a su vez para comprobar la efectividad del módulo de análisis de señal implementado como se comenta en el apartado 5.3.4.

Con la finalización de este proyecto se dispone de un sistema de grabación y análisis funcional en Linux y de efectividad comprobada, listo para integrarse en interfaces gráficas en futuras investigaciones.

### 6.3. Conclusiones

---

Tras realizar múltiples pruebas de adquisición con el sistema de electrodos g.SAHARA en conjunto con el g.USBamp se ha llegado a la conclusión de que la correcta colocación de los

electrodos y asegurar el buen contacto con la piel es de vital importancia para la calidad de la señal adquirida. Si bien los electrodos secos empleados exigen menor preparación para realizar las pruebas dado que no requieren la aplicación de geles o líquidos para permitir una buena adquisición también presentan varias desventajas:

- **Calidad de señal:** la señal adquirida mediante electrodos secos es, de forma general, significativamente más ruidosa que la señal adquirida con los sistemas de electrodos húmedos de que se dispone en el laboratorio.
- **Comodidad:** a pesar de que la aplicación de geles y líquidos es incómoda por lo general, todos los usuarios de este sistema coincidieron durante los experimentos en que la presión de los electrodos era excesiva, aún cuando el g.GAMMAcap empleado era el recomendado para sus dimensiones craneales. Aquellos usuarios que habían empleado también los sistemas de adquisición con electrodos húmedos manifestaron además su preferencia por este último al plantearse qué sistema escogerían.

La calidad de señal que se adquiere es suficiente para la mayoría de aplicaciones, pero la imposibilidad de comprobar el buen contacto de los electrodos mediante su impedancia limita la efectividad de las pruebas si la colocación del casco no ha sido óptima. Es por tanto de vital importancia seguir el procedimiento estándar de colocación del casco con rigurosidad para intentar reducir las probabilidades de que estos factores ajenos al usuario afecten negativamente a la captura.

En cuanto al sistema de detección implementado, las pruebas realizadas indican que los requerimientos de concentración y silencio son estrictos, pero se relajan de manera significativa si se dispone de información previa acerca del usuario: en las pruebas que se muestran en las gráficas 5.14 y 5.13 se conocía de antemano que el usuario generaba respuestas óptimas ante los estímulos de 8 y 10 Hz. En contrapartida, se realizaron pruebas con usuarios cuyas respuestas no eran óptimas para estas frecuencias, arrojando resultados mucho menos prometedores. Queda por tanto en evidencia la necesidad de implementar alguna clase de ciclo cerrado para la elección de los estímulos y por tanto las frecuencias a puntuar en la fase de análisis. [16]

Además, aun habiendo seguido con rigurosidad el procedimiento estándar de colocación del casco, es necesario realizar una valoración de las mejores referencias para que el análisis sea de utilidad. Esto se debe tanto a motivos fisiológicos particulares de cada usuario como inevitables errores de procedimiento como pueden ser desplazamientos mínimos de los electrodos sobre el cuero cabelludo que los sitúen en zonas no óptimas. Por esto el autor recomienda emplear este algoritmo cada vez que se requiera realizar una prueba de análisis.

---

## 6.4. Trabajo futuro

---

Si bien se comprobó la eficacia del algoritmo de puntuación de frecuencias empleado para la detección de SSVEPs en trabajos anteriores, la elección de los electrodos que se puntúan puede no ser la más eficiente para el uso de electrodos secos o este amplificador en particular, y por tanto se deberían hacer diversas pruebas al respecto. A su vez se podría realizar diversas pruebas con distintas posiciones de los electrodos y del casco para refinar la detección SSVEP, e ir variando los parámetros que se han analizado y explicado en este proyecto para maximizar la SNR de la señal adquirida. El algoritmo para la elección de mejores referencias que se aplicó para obtener la mejora de detección que se aprecia entre las gráficas 5.12 y 5.14 se ejecutó por separado, y supondría una importante mejora la integración de ambos programas para que la ejecución de este algoritmo se realizara de forma automática.

El sistema de puntuación puede ser mejorado si se tiene en cuenta la puntuación de ventanas anteriores para ponderar la de la ventana actual. Además, dado que el sistema implementado captura también los tiempos asociados a cada muestra se dispone de un medio para sincronizar el sistema de captura con el de emisión de estímulos. Esto último podría emplearse para añadir un sistema de detección a partir de la fase de los estímulos emitidos y la fase del EEG captado, y comprobar si esto mejora de manera significativa la detección de estos eventos. [17]

# Bibliografía

- [1] Ernst Niedermeyer and FH Lopes da Silva. *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [2] Joseph D Bronzino. Principles of electroencephalography. *The biomedical engineering handbook*, 1, 1995.
- [3] Luis Fernando Nicolas-Alonso and Jaime Gomez-Gil. Brain computer interfaces, a review. *Sensors*, 12(2):1211–1279, 2012.
- [4] Daniel C Dennett. *Consciousness explained*. Penguin UK, 1993.
- [5] Eberhard E Fetz. Operant conditioning of cortical unit activity. *Science*, 163(3870):955–958, 1969.
- [6] Jean-Jacques Vidal. Toward direct brain-computer communication. *Annual review of Biophysics and Bioengineering*, 2(1):157–180, 1973.
- [7] Jacques J Vidal. Real-time detection of brain events in eeg. *Proceedings of the IEEE*, 65(5):633–641, 1977.
- [8] Robbin A Miranda, William D Casebeer, Amy M Hein, Jack W Judy, Eric P Krotkov, Tracy L Laabs, Justin E Manzo, Kent G Pankratz, Gill A Pratt, Justin C Sanchez, et al. Darpa-funded efforts in the development of novel brain–computer interface technologies. *Journal of neuroscience methods*, 244:52–67, 2015.
- [9] Brahim Hamadicharef. Brain-computer interface (bci) literature-a bibliometric study. In *Information Sciences Signal Processing and their Applications (ISSPA), 2010 10th International Conference on*, pages 626–629. IEEE, 2010.
- [10] Fernando Alarid Escudero, T Solis-Escalante, E Melgar, R Valdes-Cristerna, and O Yañez-Suarez. Registro de señales de eeg para aplicaciones de interfaz cerebro computadora (icc) basado en potenciales evocados visuales de estado estacionario (pevee). In *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health*, pages 87–90. Springer, 2007.
- [11] Thilo Hinterberger, Stefan Schmidt, Nicola Neumann, Jürgen Mellinger, Benjamin Blankertz, Gabriel Curio, and Niels Birbaumer. Brain-computer communication and slow cortical potentials. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 51(6):1011–1018, 2004.
- [12] Daran Ravden and John Polich. On p300 measurement stability: habituation, intra-trial block variation, and ultradian rhythms. *Biological psychology*, 51(1):59–76, 1999.
- [13] Benjamin Blankertz, Claudia Sannelli, Sebastian Halder, Eva M Hammer, Andrea Kübler, Klaus-Robert Müller, Gabriel Curio, and Thorsten Dickhaus. Neurophysiological predictor of smr-based bci performance. *Neuroimage*, 51(4):1303–1309, 2010.

- [14] Michael R Neuman. Biopotential amplifiers. *Medical instrumentation: application and design*, pages 316–318, 1998.
- [15] George H Klem, Hans Otto Lüders, HH Jasper, and C Elger. The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 52(3), 1999.
- [16] Jacobo Fernandez-Vargas, Hanns U Pfaff, Francisco B Rodríguez, and Pablo Varona. Assisted closed-loop optimization of ssvep-bci efficiency. *Closing the Loop Around Neural Systems*, page 391, 2014.
- [17] Xiaogang Chen, Yijun Wang, Masaki Nakanishi, Tzyy-Ping Jung, and Xiaorong Gao. Hybrid frequency and phase coding for a high-speed ssvep-based bci speller. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 3993–3996. IEEE, 2014.



## Filtros Utilizados del Amplificador

### A.1. Introducción

---

En este anexo se exponen los filtros disponibles del amplificador gUSBamp más pertinentes para el proyecto. Estos son los correspondientes a las frecuencias de muestreo más común en estas aplicaciones (128, 256 y 512 Hz).

### A.2. Filtros de Banda Eliminada

---

Este tipo de filtro son importantes para eliminar la potencia espectral aportada por la red eléctrica, como se aprecia en torno a los 50 Hz en la figura 5.5. Se dispone también de este tipo de filtro en torno a los 60 Hz por ser la frecuencia de oscilación de las redes eléctricas en otros puntos del mundo.

En la tabla A.1 se pueden encontrar todos los datos asociados a estos filtros.

Frecuencia superior	Frecuencia inferior	Frecuencia de muestreo	Orden	Tipo	ID
52 Hz	48 Hz	128 Hz	4	1	0
62 Hz	58 Hz	128 Hz	4	1	1
52 Hz	48 Hz	256 Hz	4	1	2
62 Hz	58 Hz	256 Hz	4	1	3
52 Hz	48 Hz	512 Hz	4	1	4
62 Hz	58 Hz	512 Hz	4	1	5

Tabla A.1: Filtros de tipo banda eliminada

### A.3. Filtros Paso Banda

---

Este tipo de filtros se aplican para limitar artefactos que se podrían producir por aliasing o bien para limitar la señal a la banda de frecuencias que será observada. El amplificador dispone de toda una gama de filtros para cada una de las frecuencias de muestreo.

#### A.3.1. Filtro a 128 Hz

En la tabla A.2 se pueden ver los datos obtenidos para este filtro.

Frecuencia superior	Frecuencia inferior	Frecuencia de muestreo	Orden	Tipo	ID
0 Hz	0,1 Hz	128 Hz	8	1	18
0 Hz	1 Hz	128 Hz	8	1	19
0 Hz	2 Hz	128 Hz	8	1	20
0 Hz	5 Hz	128 Hz	8	1	21
30 Hz	0 Hz	128 Hz	8	1	22
60 Hz	0 Hz	128 Hz	8	1	23
30 Hz	0,01 Hz	128 Hz	8	1	24
60 Hz	0,01 Hz	128 Hz	8	1	25
30 Hz	0,1 Hz	128 Hz	8	1	26
60 Hz	0,1 Hz	128 Hz	8	1	27
30 Hz	0,5 Hz	128 Hz	8	1	28
60 Hz	0,5 Hz	128 Hz	8	1	29
30 Hz	2 Hz	128 Hz	8	1	30
60 Hz	2 Hz	128 Hz	8	1	31

Tabla A.2: Filtros paso banda para 128 Hz de frecuencia de muestreo

#### A.3.2. Filtro a 256 Hz

En la tabla A.3 se pueden ver los datos obtenidos para este filtro.

#### A.3.3. Filtro a 512 Hz

En la tabla A.4 se pueden ver los datos obtenidos para este filtro.

Frecuencia superior	Frecuencia inferior	Frecuencia de muestreo	Orden	Tipo	ID
0 Hz	0,1 Hz	256 Hz	8	1	32
0 Hz	1 Hz	256 Hz	8	1	33
0 Hz	2 Hz	256 Hz	8	1	34
0 Hz	5 Hz	256 Hz	8	1	35
30 Hz	0 Hz	256 Hz	8	1	36
60 Hz	0 Hz	256 Hz	8	1	37
100 Hz	0 Hz	256 Hz	8	1	38
30 Hz	0,01 Hz	256 Hz	6	1	39
60 Hz	0,01 Hz	256 Hz	8	1	40
100 Hz	0,01 Hz	256 Hz	8	1	41
30 Hz	0,1 Hz	256 Hz	8	1	42
60 Hz	0,1 Hz	256 Hz	8	1	43
100 Hz	0,1 Hz	256 Hz	8	1	44
30 Hz	0,5 Hz	256 Hz	8	1	45
60 Hz	0,5 Hz	256 Hz	8	1	46
100 Hz	0,5 Hz	256 Hz	8	1	47
30 Hz	2 Hz	256 Hz	8	1	48
60 Hz	2 Hz	256 Hz	8	1	49
100 Hz	2 Hz	256 Hz	8	1	50
30 Hz	5 Hz	256 Hz	8	1	51
60 Hz	5 Hz	256 Hz	8	1	52
100 Hz	5 Hz	256 Hz	8	1	53

Tabla A.3: Filtros paso banda para 256 Hz de frecuencia de muestreo



Frecuencia superior	Frecuencia inferior	Frecuencia de muestreo	Orden	Tipo	ID
0 Hz	0,1 Hz	512 Hz	8	1	54
0 Hz	1 Hz	512 Hz	8	1	55
0 Hz	2 Hz	512 Hz	8	1	56
0 Hz	5 Hz	512 Hz	8	1	57
30 Hz	0 Hz	512 Hz	8	1	58
60 Hz	0 Hz	512 Hz	8	1	59
100 Hz	0 Hz	512 Hz	8	1	60
200 Hz	0 Hz	512 Hz	8	1	61
30 Hz	0,01 Hz	512 Hz	6	1	62
60 Hz	0,01 Hz	512 Hz	6	1	63
100 Hz	0,01 Hz	512 Hz	6	1	64
200 Hz	0,01 Hz	512 Hz	8	1	65
30 Hz	0,1 Hz	512 Hz	8	1	66
60 Hz	0,1 Hz	512 Hz	8	1	67
100 Hz	0,1 Hz	512 Hz	8	1	68
200 Hz	0,1 Hz	512 Hz	8	1	69
30 Hz	0,5 Hz	512 Hz	8	1	70
60 Hz	0,5 Hz	512 Hz	8	1	71
100 Hz	0,5 Hz	512 Hz	8	1	72
200 Hz	0,5 Hz	512 Hz	8	1	73
30 Hz	2 Hz	512 Hz	8	1	74
60 Hz	2 Hz	512 Hz	8	1	75
100 Hz	2 Hz	512 Hz	8	1	76
200 Hz	2 Hz	512 Hz	8	1	77
30 Hz	5 Hz	512 Hz	8	1	78
60 Hz	5 Hz	512 Hz	8	1	79
100 Hz	5 Hz	512 Hz	8	1	80
200 Hz	5 Hz	512 Hz	8	1	81

Tabla A.4: Filtros paso banda para 512 Hz de frecuencia de muestreo



## Características técnicas del amplificador

### B.1. Introducción

---

En este capítulo se exponen las principales características técnicas del amplificador gUSBamp de la compañía gtec, el amplificador de bioseñales de alta gama empleado en este trabajo de fin de grado.

### B.2. Especificaciones

---

Modelo	gUSBamp
Tipo	Amplificador de bioseñales USB
Consumo nominal de potencia	7 VA
Voltaje DC nominal	5 V
Corriente nominal de fusible	1,6 A; fusible de acción rápida
Voltaje nominal de fusible	250 V $\approx$

Tabla B.1: Características técnicas de seguridad del amplificador

USB	5 V DC
SC	5 V DC
I/O Digital	5 V DC
SYNC IN	5 V DC
SYNC OUT	5 V DC
POWER	5 V DC
Puerto de 8 pines D (Calibración, DRL)	$\pm 250$ mV AC

Tabla B.2: Máximos voltajes en los distintos puertos

Sensibilidad	$\pm 250$ mV
Paso alto	0 Hz
Paso bajo	6,6 KHz
Impedancia de entrada	100 G $\Omega$

Tabla B.3: Características técnicas de los 16 canales de entrada

Resolución del convertor A/D	24 Bits
Frecuencia de muestreo	38400 Hz por canal
Número de convertidores A/D	16

Tabla B.4: Características de los convertidores A/D del amplificador

Resolución del convertor D/A	12 Bits
Frecuencia de muestreo	600 Hz por canal
Número de convertidores D/A	2 (DRL, calibración)
Salida de voltaje de calibración	$\pm 250$ mV
Salida de voltaje del DRL	$\pm 5$ mV, sólo para pruebas internas

Tabla B.5: Características de los convertidores D/A del amplificador